



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

# VLIV VELIKOSTI HLAVICE NA PROCESY TŘENÍ A MAZÁNÍ V TEP KYČLE

EFFECT OF FEMORAL HEAD SIZE ON FRICTION AND LUBRICATION IN THR

DIPLOMOVÁ PRÁCE  
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

Bc. JAN BARTOŠÍK

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

doc. Ing. MARTIN VRBKA, Ph.D.

BRNO 2015



Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav konstruování

Akademický rok: 2014/2015

## **ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE**

student(ka): Bc. Jan Bartošík

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Konstrukční inženýrství (2301T037)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

**Vliv velikosti hlavice na procesy tření a mazání v TEP kyčle**

v anglickém jazyce:

**Effect of femoral head size on friction and lubrication in THR**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem práce je provést experimentální studii vlivu velikosti hlavice/jamky náhrady kyčelního kloubu na tření a formování mazacího filmu.

Cíle diplomové práce:

Diplomová práce musí obsahovat: (odpovídá názvům jednotlivých kapitol v práci)

1. Úvod
2. Přehled současného stavu poznání
3. Analýza problému a cíl práce
4. Materiál a metody
5. Výsledky
6. Diskuze
7. Závěr
8. Seznam použitých zdrojů

Forma práce: průvodní zpráva

Typ práce: experimentální; Účel práce: výzkum a vývoj

Výstup práce: publikace; Projekt: IGA MZ

Rozsah práce: cca 72 000 znaků (40 - 50 stran textu bez obrázků)

Zásady pro vypracování práce:

[http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP\\_DP/Zasady\\_VSKP\\_2015.pdf](http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2015.pdf)

Šablona práce: [http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK\\_sablona\\_praci.zip](http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK_sablona_praci.zip)

Seznam odborné literatury:

- 1) C.L. BROCKETT, S. WILLIAMS, Z.M. JIN, G. ISAAC, J. FISHER. A comparison of friction in 28 mm conventional and 55 mm resurfacing metal-on-metal hip replacements. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology 2007 221: 391–398
- 2) M. VRBKA, I. KRUPKA, M. HARTL, T. NAVRAT, J. GALLO, A. GALANDAKOVA. In situ measurements of thin films in bovine serum lubricated contacts using optical interferometry. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine 2014 228: 149–158

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2014/2015.

V Brně, dne 18.11.2014

L.S.

---

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.  
Ředitel ústavu

---

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.  
Děkan fakulty

---

## ABSTRAKT

---

Diplomová práce se zabývá experimentálním studiem tření a mazání v totální endoprotéze kyčelního kloubu v závislosti na velikosti kloubu. Měření byla provedena na simulátoru kyčelního kloubu, který funguje na principu kyvadla. Z hlediska tření byly vyšetřovány kloubní náhrady od dvou výrobců ve třech materiálových kombinacích a dvou průměrech. Z měření tření plyne, že podstatnější vliv na součinitel tření má volba materiálové kombinace než velikost kloubu. Při použití většího průměru kloubní náhrady byl zaznamenán pokles součinitele tření oproti menšímu průměru u všech materiálových kombinací. Měření mazacího filmu pomocí kolorimetrické interferometrie proběhlo v kontaktu kov-sklo, kdy skleněné kloubní jamky byly vyrobeny podle reálných rozměrů kloubních jamek. Měření proběhlo na čtyřech kloubních náhradách s průměrem 28 a 36 mm se dvěma různými průměrovými vůlemi za stálého pohybu po dobu 210 s. Z měření plyne, že při použití kloubního páru s malou průměrovou vůlí dojde k rychlému nárůstu mazacího filmu nad 800 nm. Při použití velké průměrové vůle nedojde k oddělení třecích povrchů mazacím filmem, a tudíž dojde k poškození chromového povlaku v jamce. Při vytvoření silné mazací vrstvy je součinitel tření vyšší než u kloubních párů s velmi malou nebo žádnou mazací vrstvou.

## KLÍČOVÁ SLOVA

---

Umělý kyčelní kloub, tření, mazání, biotribologie, vliv velikosti

## ABSTRACT

---

This diploma thesis concerns itself with the experimental study of friction and lubrication in the artificial hip joint depending on the head size. Measurements were made in a hip joint simulator based on the principle of pendulum. For the friction measurements artificial joints, made from three material combinations and two diameters, from two companies were used. The measurements show that the material combination has a more significant effect to friction coefficient than the head size. Using a bigger head size shows a decrease in friction coefficient for all material combinations when compared to a smaller head size. For the measurement of lubrication film the colorimetric interferometry was applied. A metal-on-glass contact pair was used, where the glass cups were made according to the real measurements of the joint cups. Four types of hip replacements with diameters of 28 and 36 mm with two different diametral clearance were measured during a constant motion of 210 seconds. Measurements show, that the lubrication film in the hip joint with a small diametral clearance increases very fast over the 800 nm value. Contact surfaces in the hip joint with a large diametral clearance aren't separated by the lubrication film, resulting in a damage of the chromium coating in cup. A thick lubrication film results in a higher friction coefficient, when compared with hip joints with a very thin or no lubrication film.

## KEY WORDS

---

Artificial hip joint, friction, lubrication, biotribology, effect of size



---

## BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

---

BARTOŠÍK, J. *Vliv velikosti hlavice na procesy tření a mazání v TEP kyčle*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 78 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

## ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

---

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma „Vliv velikosti hlavice na procesy tření a mazání v TEP kyčle“ vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a pramenů.

V Brně., dne 22.5.2015

.....  
Podpis





---

## PODĚKOVÁNÍ

---

Chtěl bych velice poděkovat vedoucímu práce panu doc. Ing. Martinu Vrbkovi, Ph.D. za trpělivost a dobré rady při četných konzultacích. Dále pak také doktorandovi Ing. Filipu Urbanovi za pomoc při realizování měření a pomoc při jejich vyhodnocování. Vřelé poděkování patří také celé mojí rodině za pomoc a podporu po celou dobu mého studia. Největší dík však patří mé dlouholeté přítelkyni, a nyní již manželce, za neustálou podporu v tak vypjatém období, jako je vysokoškolské studium.



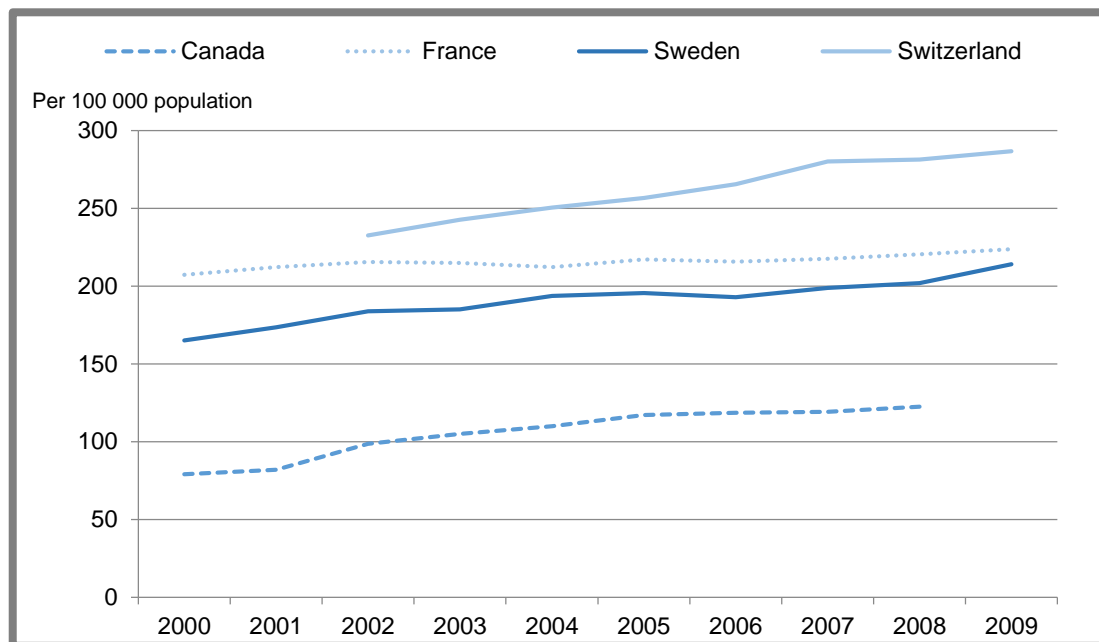
**OBSAH**

---

|  |           |
|--|-----------|
| <b>OBSAH</b>   | <b>11</b> |
| <b>1 ÚVOD</b>  | <b>12</b> |
| <b>2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ</b>              | <b>14</b> |
| 2.1 Historie kloubní protetiky                         | 14        |
| 2.1.1 Vývoj materiálů                                  | 14        |
| 2.1.2 Používané velikosti kloubních náhrad             | 17        |
| 2.2 Vliv materiálové kombinace na součinitel tření     | 20        |
| 2.3 Vliv velikosti kloubního páru na součinitel tření  | 23        |
| 2.4 Procesy mazání                                     | 27        |
| 2.5 Vliv velikosti kloubu na procesy mazání            | 29        |
| <b>3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE</b>                  | <b>35</b> |
| <b>4 MATERIÁLY A METODY</b>                            | <b>36</b> |
| 4.1 Simulátor kyčelního kloubu                         | 36        |
| 4.1.1 Konfigurace kyvadla pro měření součinitele tření | 36        |
| 4.1.2 Konfigurace kyvadla pro měření mazacího filmu    | 38        |
| 4.2 Použité kloubní páry                               | 41        |
| 4.3 Podmínky a plán experimentu                        | 44        |
| <b>5 VÝSLEDKY</b>                                      | <b>47</b> |
| 5.1 Součinitel tření                                   | 47        |
| 5.2 Tloušťka mazacího filmu                            | 52        |
| 5.2.1 Tloušťka mazacího filmu přes optický průzor      | 60        |
| <b>6 DISKUZE</b>                                       | <b>62</b> |
| 6.1 Součinitel tření                                   | 62        |
| 6.2 Mazací film  | 65        |
| <b>7 ZÁVĚR</b>   | <b>69</b> |
| <b>8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ</b>                       | <b>71</b> |
| 8.1 Seznam obrázků                                     | 76        |
| 8.2 Seznam tabulek                                     | 77        |
| 8.3 Seznam grafů                                       | 77        |
| 8.4 Seznam použitých zkratk a symbolů                  | 78        |

## 1 ÚVOD

V současné době se ortopedická oddělení po celém světě setkávají se stále narůstajícím počtem pacientů, u nichž je zapotřebí implantovat některý z velkých kloubů v těle. Nejčastěji se nahrazují klouby dolní končetiny, především kyčelní a kolenní kloub. Četnost operací kyčelního kloubu ve všech moderních společnostech stoupá, operace jsou navíc nutné u stále mladších pacientů. V České republice v roce 2009 bylo provedeno 166 primárních operací kyčelního kloubu na 100 000 obyvatel [49].

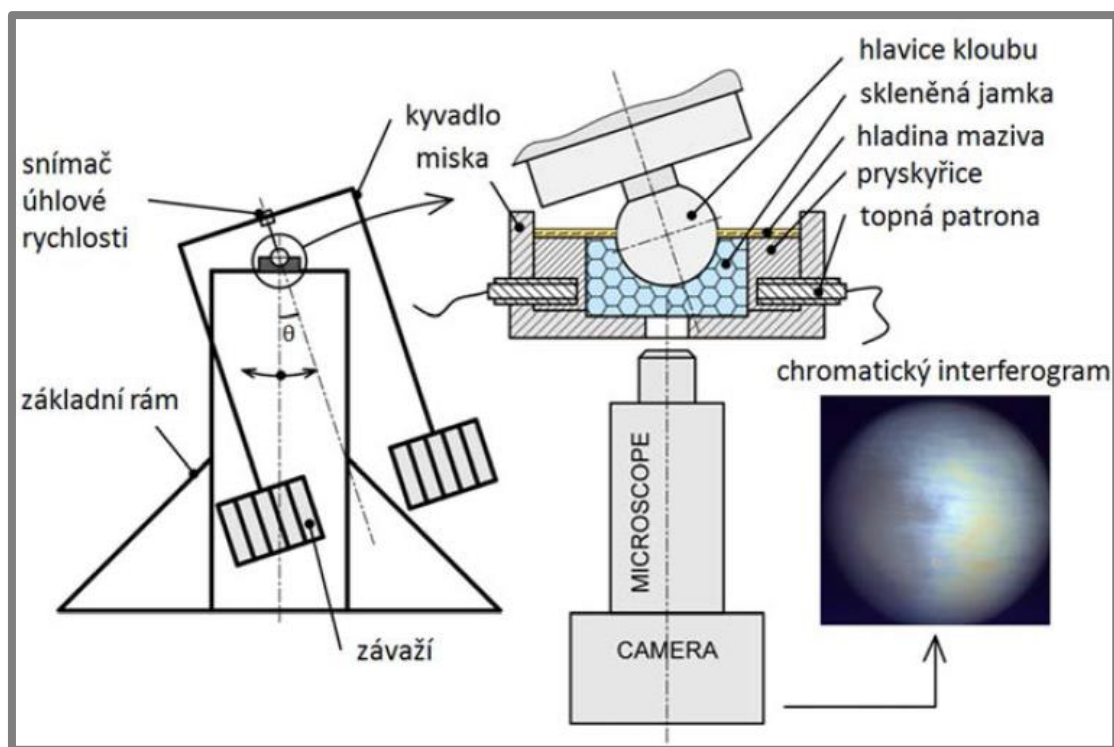


Graf 1-1 Počet operací kyčelního kloubu [49]

Tím vznikají na kloubní náhrady velmi vysoké požadavky z hlediska jejich životnosti a spolehlivosti. Do dnešních dnů jsou konvenčně používané kloubní náhrady o průměru 28 mm nahrazovány většími implantáty. Průměr 28 mm byl dán historickým vývojem a byl zvolen jako nejlepší kompromis mezi opotřebením kloubních komponent a stabilitou kloubu. Dnes však pozorujeme tlak ze strany ortopedů na zvětšování kloubních náhrad a to hlavně z důvodu zlepšení stability a zvýšení rozsahu pohybu kloubu. Zvětšováním kloubních implantátů se geometrie přibližuje skutečnému lidskému kloubu.

Vyvstává však otázka, zda zvětšení průměru kloubních náhrad nebude mít negativní vliv na procesy tření a mazání, v konečném důsledku také na velikost opotřebení. Několik výzkumných pracovišť se zabývalo studiemi tření mezi různými materiálovými kombinacemi při použití odlišných velikostí kloubu. Tyto práce však nejčastěji zkoumají materiálovou kombinaci kov-kov, která se momentálně v ortopedické praxi příliš nepoužívá. V oblasti mazání je výzkum pozadu oproti výzkumu tření. Neexistuje žádná studie, která by se zabývala přímým pozorováním mazacího filmu. Několik vědeckých skupin provádí experimenty na materiálové kombinaci kov-kov s využitím měření elektrického odporu mezi komponentami. Některé další práce se zabývají měřením mazacího filmu na komerčních tribometrech v konfiguracích ball on disc nebo ball on lens. Posledním přístupem je využití MKP

modelů, které však jsou velmi nepřesné. Všechny popsané metody mají vždy jednu nebo více podstatných nevýhod nebo zjednodušení, které ovlivňují výstupy měření. Cílem mojí diplomové práce je experimentálně naměřit součinitele tření i u ostatních materiálových kombinací s použitím průměru 28 mm a 36 mm. V oblasti studia mazání jsem navázal na diplomovou práci Ing. Filipa Urbana, využil stávající měřicí metody, a naměřil procesy utváření mazacího filmu při použití skleněné kloubní jamky o nominálním průměru 28 mm a 36 mm. U každého nominálního průměru jsem měl dále k dispozici dva kusy kloubní jamky s rozdílnými tolerancemi pro dosažení různých průměrových vůlí. Dále byl vylepšen simulátor kyčelního kloubu tak, aby bylo možné zaznamenat průběh utváření mazacího filmu v delším časovém intervalu. Tím bylo docíleno toho, že dostaneme lepší přehled o tom, jaké děje probíhají v kontaktu hlavice-jamka. V tomto ohledu je má diplomová práce unikátní, jelikož žádný jiný výzkumný tým, kromě ÚK, neměřil mazací film v umělém kyčelním kloubu v téhle konfiguraci.



Obr. 1-1 Měření mazacího filmu [45]

---

## 2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

---

### 2.1 Historie kloubní protetiky

První pokusy o operaci kyčelního kloubu začaly již v první polovině dvacátého století kolem roku 1930. Nejednalo se však o totální náhrady kyčelního kloubu, jak je známe v dnešní době, ale pouze o první pokusy, jak snížit bolest poškozených kloubů. Tyto první pokusy však nenesly kýžený efekt, avšak daly základ pro další vývoj [1]. Již v roce 1938 byla v Londýně provedena první totální náhrada kyčelního kloubu za použití dvou ocelových komponent. Povrch byl navíc upraven tak, aby se eliminovalo použití kostního cementu a náhrada vrůstala do okolních kostí. Tímto byly položeny základy modernímu postupu implantace kyčelního kloubu [2].



Obr. 2-1 Jedna z prvních kloubních náhrad [7]

Další vývoj přinesl objevení nových materiálů pro fixaci kloubních protéz a pro protézy samotné. Sir John Charnley jako první použil samovytvrzovací látku (polymethylmethakrylát) k fixování kloubních náhrad. Následně jako první použil k výrobě jamky platový materiál, konkrétně polyetylen. Tyto náhrady měly na tu dobu velkou životnost, kdy v 80 % vydržely déle než 10 let [3]. Další vývoj necementovaných kloubních náhrad v roce 1964 přinesl zlepšení fixace za použití šroubů [4]. Tato metoda fixace implantovaných částí byla použita v 70. letech i pro páry kov-polyetylen [5]. Při snaze o snížení tření v kloubních náhradách se objevily pokusy za použití teflonu, který má velmi nízký součinitel tření. Tyto pokusy však nesklidily mnoho úspěchů, jelikož částice teflonu způsobily nekrózu okolní tkáně [6]. Obecně lze říci, že životnost moderních kloubních náhrad je více než 10 let u 95 % pacientů, více než 12 let u 84 % pacientů, více než 15 let u 66 % pacientů a kolem 50 % pacientů je životnost kloubní náhrady delší než 18 let [8].

---

#### 2.1.1 Vývoj materiálů

Na jakýkoliv materiál, který je vkládán do lidského těla, jsou kladeny velké nároky hlavně z hlediska biokompatibility tak, aby tělo cizí materiál přijalo a nevyvolávalo obranné mechanismy. Dalším požadavkem je vysoká životnost a odolnost proti korozi.

Jako první byly použity nekovové materiály, ale kvůli jejich velkému opotřebení byly nahrazeny kovovými materiály. Později díky vývoji nových nekovových materiálů se začaly kovové náhrady nahrazovat plastovými a keramickými komponentami. V současné kloubní protetice se využívá právě všech výše uvedených materiálových skupin [22].

Nejčastěji používaným kovovým materiálem v aloartoplastice je slitina CoCrMo. Jejími přednostmi jsou biokompatibilita, odolnost proti opotřebení, korozi a dobré mechanické vlastnosti. Slitina má dvoufázovou strukturu z plošně centrované kubické austenitické matrice a vyloučeného karbidu chrómu. Pro redukci velikosti precipitovaných karbidů, které mohou způsobit abrazivní opotřebení, se provádí vysokoteplotní izostatické lisování při teplotě 1200 °C a tlaku 103 MPa po dobu čtyř hodin, pak následuje žíhání. Povrch se po tepelném zpracování následně leští [16].



Obr. 2-2 Kovové komponenty Zimmer [17]

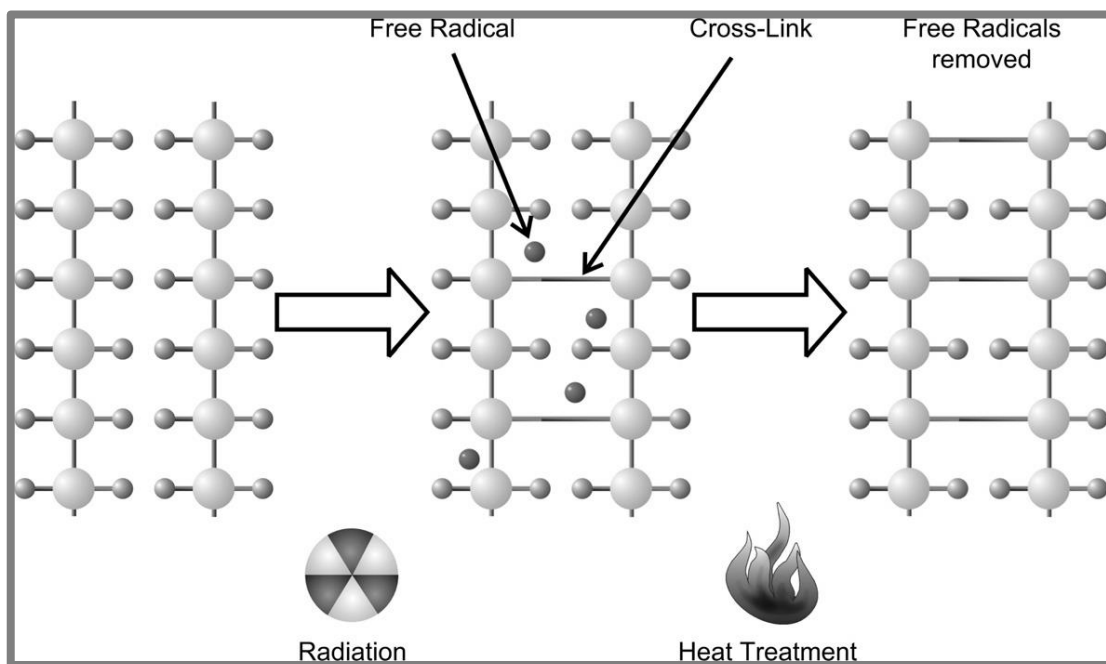
Na trhu existují hlavně dva druhy keramických materiálů, které mají různé mechanické vlastnosti. Při kontaktu keramika-polyethylen je nejčastěji používána keramika  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , která se vyznačuje vysokou tvrdostí, ale na druhou stranu také vysokou křehkostí. Keramika  $\text{Al}_2\text{O}_3$  byla používána už od roku 1970 a vyznačuje se velmi malým opotřebením [18]. V roce 1995 přivedla na trh firma Ceramtec slitinu  $\text{Al}_2\text{O}_3$  pod obchodním názvem Biolox forte, který má menší velikost zrn než předchozí slitiny, má nižší pórovitost a o něco vyšší hustotu. Vykazuje menší objemové opotřebení než předchozí  $\text{Al}_2\text{O}_3$  keramické materiály [19].

Nástupcem materiálu Biolox forte je Biolox delta vyznačující se nižší křehkostí. Je to kompozitní keramika z oxidu hlinitého a oxidu zirkoničitého. Obsah  $\text{ZrO}_2$  je kolem 18%. Hlavní předností tohoto materiálu je vynikající odolnost proti prasknutí. Při přetížení dochází k iniciaci trhliny a jejímu postupnému šíření. Vysoké tahové napětí v okolí trhliny spouští fázovou transformaci tetragonálního  $\text{ZrO}_2$  na monoklinický, při které dojde ke zvětšení jeho objemu o cca 4 %. Tím je vyvoláno tlakové napětí bránící dalšímu šíření trhliny [16].



Obr. 2-3 Keramické komponenty Zimmer [17]

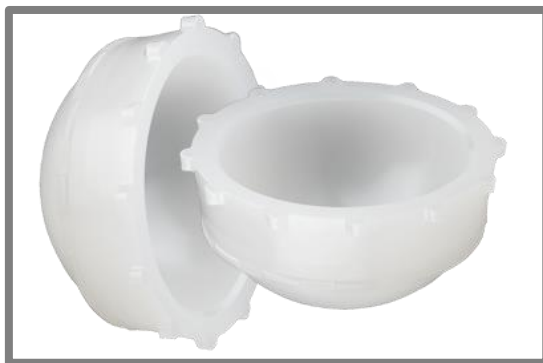
V praxi se ze skupiny měkkých materiálů pro výrobu protetických kloubních náhrad používá pouze UHMWPE. Tato zkratka v sobě skrývá označení pro vysokomolekulární polyetylen. Je to speciálně vyvinutý typ polyetyleny, který se vyznačuje velice dobrými kluznými vlastnostmi. Jelikož se jedná o měkký materiál, dochází v průběhu jeho životnosti k velmi rozsáhlému objemovému opotřebení. Tento negativní faktor proto limituje jeho použití při implantaci mladším pacientům. Proto byl vyvinut vysokosíťovaný polyetylen (cross-linked PE), který vznikne radiačním ozařováním UHMWPE. V důsledku ozařování dojde ke spojení molekul PE do síťovaných útvarů. Volné radikály vzniklé tímto procesem se pak následně odstraní tepelným zpracováním [20].



Obr. 2-4 Zpracování vysokosíťovaného polyetyleny [12]

Takto upravený polyetylen vykazuje až o 95 % menší objemové opotřebení než UHMWPE. Vysokosíťovaný polyetylen nevykazuje selhání kvůli opotřebení, ale může se povrchově odloupávat, praskat a může na něm vznikat pitting [20, 21].





Obr. 2-5 Polyetylenové komponenty Zimmer [17]

### 2.1.2 Používané velikosti kloubních náhrad

2.1.2

---

První celkové kloubní náhrady, které se kdy použily, byly vyrobeny z oceli a měly průměr 22,25 mm. V důsledku dalšího vývoje se přešlo k použití kloubního páru kov-polyetylen při použití stejného průměru. Tato hodnota byla odvozena od poloviny vnějšího průměru jamky, které měly průměr nejčastěji (40 nebo 43) mm. Tento vztah odvodil Sir John Charnley tak, aby maximalizoval životnost kloubní náhrady, která byla omezena proniknutím hlavice přes tloušťku stěny jamky. Malý průměr hlavice byl zvolen také z toho důvodu, že při jeho použití vzniká malý moment třecí síly, který způsobuje uvolnění kloubních náhrad. Také se ukázalo, že se zvětšujícím se průměrem kloubní náhrady roste celkové objemové opotřebení polyetylenu [9, 10].



Obr. 2-6 Velikosti hlavic (22, 25, 28, 29, 30 a 32) mm [12]

Lievermore provedl vyhodnocení opotřebení u tří kloubních párů s průměry (22, 28 a 32) mm, kdy se zaměřil na hloubkové (lineární) a celkové opotřebení po devíti a půl roce používání. Zjistil, že hloubkové poškození u průměru 28 mm je významně menší než u zbylých dvou kloubů a celkové objemové opotřebení je u průměru 32 největší. U průměru (22 a 28) mm je objemové opotřebení téměř stejné. Usoudil tedy, že je nejlepší použít průměr 28 mm, který je dobrým kompromisem mezi hloubkovým a objemovým opotřebením [11].

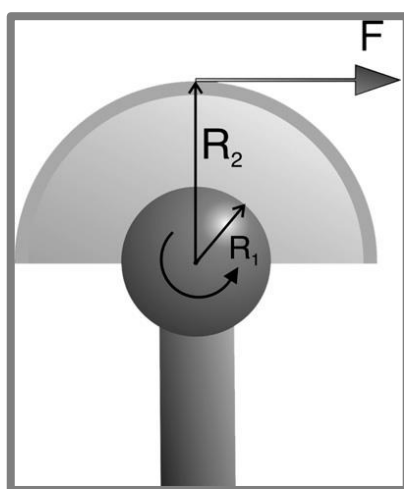
Jak již bylo výše zmíněno, tak se zvětšujícím se průměrem kloubní náhrady roste také třecí moment. Konkrétně Charnley jako první popsal tuto závislost na tloušťce stěny jamky vzorcem [9]:

$$F = \mu L \frac{R_1}{R_2}$$

kde:

|       |   |    |                      |
|-------|---|----|----------------------|
| $F$   | – | N  | třecí síla           |
| $\mu$ | – |    | součinitel tření     |
| $R_1$ | – | mm | vnitřní průměr jamky |
| $R_2$ | – | mm | vnější průměr jamky  |

Bližší znázornění parametrů vstupujících do rovnice je znázorněno na obr. 2-7.

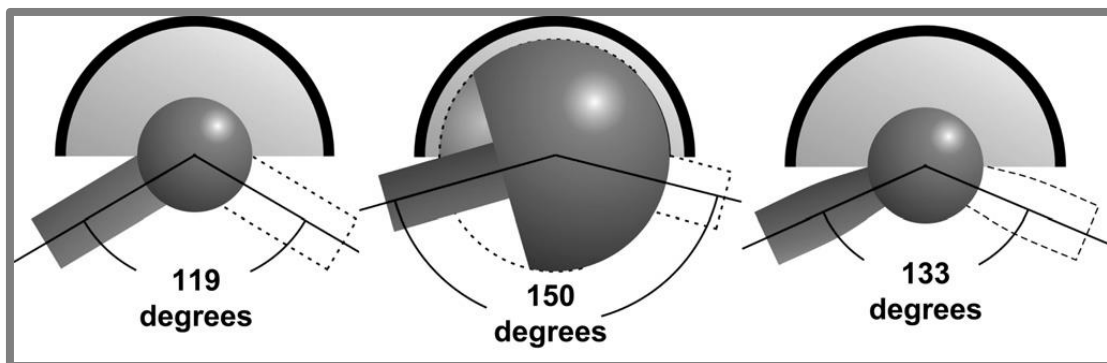


Obr. 2-7 Třecí síla [12]

Třecí síla působící na cement připevňující kloubní komponentu ke kosti může být tak velký, že se jamka uvolní. Ke snižování třecí síly vede taktéž snižování součinitele tření.

Při studiu 6 128 kloubních párů, které selhaly do devíti let, se došlo k závěru, že četnost uvolnění jamky je u průměru 32 mm mnohem větší než u průměru 22 mm. Může to být způsobeno výše popsaným vlivem třecí síly nebo větším objemovým opotřebením u průměru 32 mm [13].

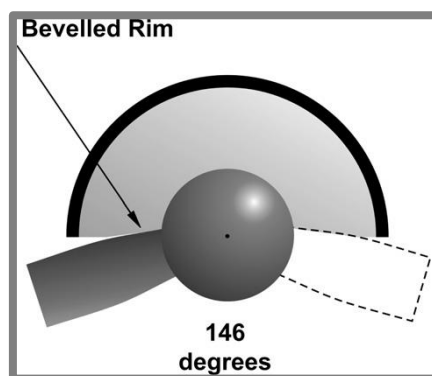
Velikost kloubního páru má také významný vliv na rozsah pohybu. Při malém rozsahu možného pohybu se může stát, že dojde k vykloubení umělého kloubu. Vykloubení je druhá nejfrekventovanější komplikace při nahrazení kyčelního kloubu hned po aseptickém uvolnění implantátu od kosti způsobeném uvolňováním částic opotřebením [14].



Obr. 2-8 Vliv velikosti hlavice na rozsah pohybu [12]

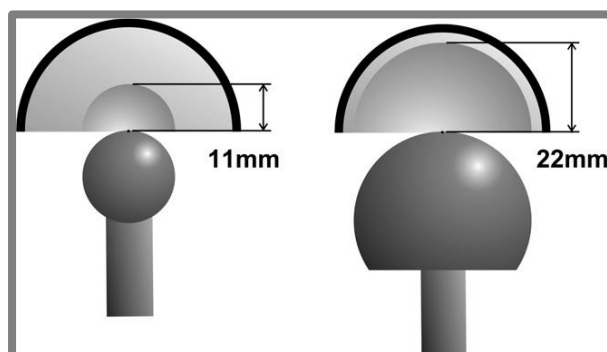
Jak je vidět na obr. 2-8, tak při použití malého průměru hlavice dochází ke kolizi s okrajem jamky již při úhlu  $119^\circ$  na rozdíl od použití větší hlavice, kdy ke kontaktu dochází až při dosažení úhlu  $150^\circ$  [12].

U menších hlavic však můžeme dosáhnout větších úhlů pohybu úpravou geometrie krčku, kdy jeho zúžením umožníme větší rozsah pohybu [12].



Obr. 2-9 Úprava jamky pro větší rozsah pohybu [12]

Další úpravou okraje kloubní jamky (viz obr. 2-9) můžeme docílit ještě většího rozsahu pohybu, kdy úhel je téměř stejný jako při použití velké hlavice bez úpravy krčku. Tato úprava však nemění nic na tom, že větší klouby jsou stabilnější a jejich použitím se dá předcházet revizním operacím.



Obr. 2-10 Vliv velikosti kloubu na vykloubení [12]

Při použití většího kloubního páru je ztíženo hlavici, aby vyklouzla z jamky a došlo k vykloubení. Tato kritická vzdálenost do vykloubení může být až dvojnásobná, jak je vidět z obr. 2-10.

Poslední výzkumy zabývající se příčinami revizních operací, kdy bylo zkoumáno přes 40 000 primárních operací, ukázaly, že při použití průměru 28 mm je riziko vykloubení kloubu až čtyřikrát větší než při použití průměru 32 mm [15].

## 2.2 Vliv materiálové kombinace na součinitel tření

Volba druhu materiálu kloubních komponent a jejich vzájemné párování má velice velký vliv na hodnotu součinitele tření. Tento významný faktor, ovlivňující tribologické chování protetických kloubních náhrad, zkoumalo již několik výzkumných skupin a některé výsledky budou zde popsány.

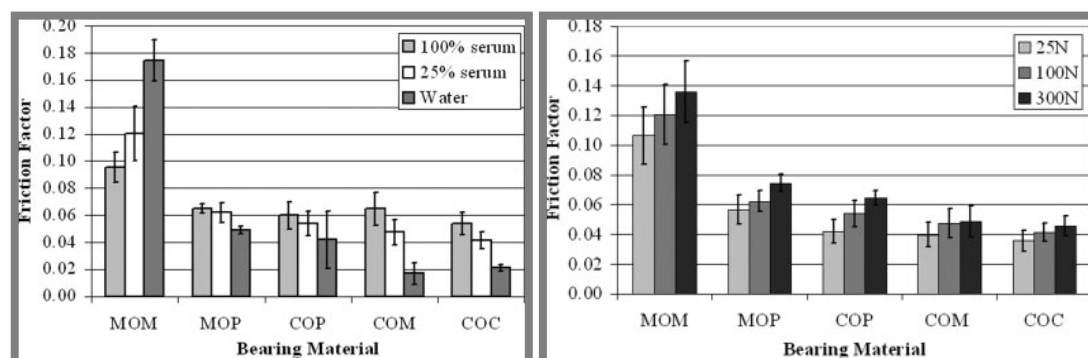
**Claire Brockett a kol.** – Friction of total hip replacement with different bearings and load conditions [23]

Výzkumný tým kolem paní Brockett se zabývá především vlivem materiálové kombinace a podmínkami zatěžování na vývoj součinitele tření, který je měřen na simulátoru kyčelního kloubu (Simulator Solution, Manchester, UK). Materiálové kombinace, údaje o geometrii a drsnosti povrchů jsou uvedeny v tab. 2-1.

Tab. 2-1 Materiálové kombinace – Brockett [23]

| Head                       | Cup     | Bearing Combination | No. of Samples | Mean Radial Clearance (mm) | Head Ra ( $\mu\text{m}$ ) | Cup Ra ( $\mu\text{m}$ ) |
|----------------------------|---------|---------------------|----------------|----------------------------|---------------------------|--------------------------|
| CoCrMo                     | CoCrMo  | MoM                 | 6              | 0.029                      | 0.011                     | 0.009                    |
| CoCrMo                     | UHMWPE  | MoP                 | 4              | 0.132                      | 0.010                     | 0.752                    |
| Alumina                    | UHMWPE  | CoP                 | 4              | 0.123                      | 0.004                     | 0.752                    |
| Zirconia-toughened alumina | CoCrMo  | CoM                 | 4              | 0.034                      | 0.003                     | 0.009                    |
| Alumina                    | Alumina | CoC                 | 4              | 0.030                      | 0.004                     | 0.005                    |

Pro experimenty byly zvoleny kloubní náhrady o konvenčním průměru 28 mm a celkem byly použity tři druhy maziva, 100% a 25% hovězí sérum a destilovaná voda. Směr zatěžování ve flexi-extenzi v rozsahu 25° a frekvenci pohybu 1 Hz. Zatěžovací síla se dynamicky měnila a to na vrcholky 2 000 N a odlehčovací silou 25, 100 nebo 300 N.



Obr. 2-11 Vliv materiálu na součinitel tření – Brockett [23]

Jak je patrné z obr. 2-11, tak u měření s různými mazivy i s různými dynamickými módy zatěžování vykazují nejvyšší hodnoty součinitele tření kloubní páry v kombinaci kov-kov. Další materiálové kombinace nevykazují podstatné rozdíly v součiniteli tření, avšak jsou zde patrné odchylky. Druhý nejvyšší součinitel tření je u páru kov-polyetylen, následně keramika-polyetylen, keramika-kov a nejnižší součinitel tření byl naměřen u páru keramika-keramika. Malá radiální vůle u tvrdých materiálových dvojic (kov-kov, kov-keramika a keramika-keramika) by měla zajistit vznik vysoké tloušťky mazací vrstvy a tím i nízký součinitel tření [24]. To se však neděje u kovových kloubních párů, které vykazují velký součinitel tření kvůli adhezi třecích povrchů. Při použití vody jako maziva je vliv adheze materiálu značný, při použití séra, obsahující proteiny, se součinitel tření zmenší, protože na povrchu ulpívají shluky proteinů a tím je adheze omezená. Na druhou stranu však přítomnost proteinů u ostatních materiálových dvojic součinitel tření zvyšuje [25]. U kombinace kov-polyetylen a keramika-polyetylen by mohlo docházet díky malému modulu pružnosti polyetylenu ke vzniku větší mazací vrstvy, ale velká drsnost povrchu polyetylenové jamky tomu zamezí, tudíž tyto kloubní páry pracují v režimu smíšeného nebo mezného mazání [23].

**S.C. Scholes a kol.** - The effects of material combination and lubricant on the friction of total hip prostheses [26]

Článek se zabývá porovnáním součinitele tření pro různé materiálové kombinace s CMC kapalinou a 100% hovězím sérem. Tab. 2-2 ukazuje přehled použitých materiálů a jejich drsnost povrchu.

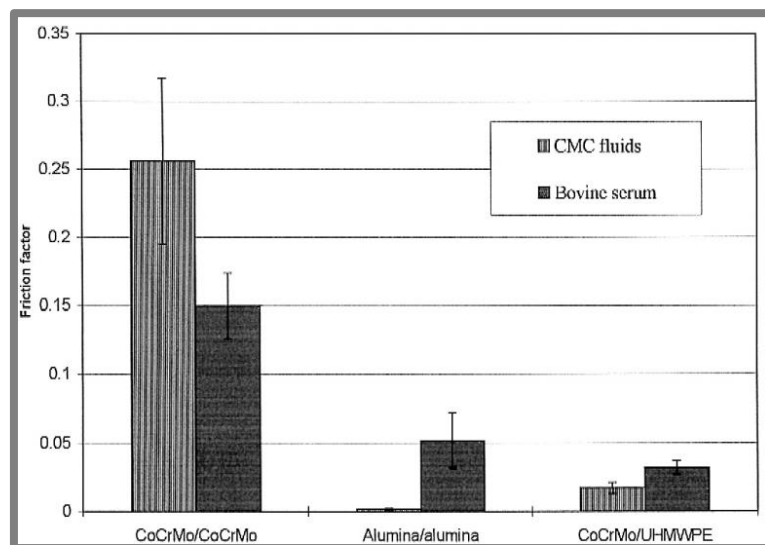
Tab. 2-2 Materiálové kombinace – Scholes [26]

| Femoral component | Acetabular component | Femoral $R_{q1}$<br>( $\mu\text{m}$ ) (s.d.) | Acetabular $R_{q2}$<br>( $\mu\text{m}$ ) (s.d.) |
|-------------------|----------------------|--|---|
| CoCrMo            | CoCrMo               | 0.008 (0.002)                                | 0.08 (0.0365)                                   |
| Alumina           | Alumina              | 0.003 (0.001)                                | 0.01 (0.0063)                                   |
| CoCrMo            | UHMWPE               | 0.04 (0.006)                                 | 1.29 (0.086)                                    |

Experimenty byly provedeny na simulátoru kyčelního kloubu (Durham Hip Function Simulator) s dynamickým zatěžováním 2 000-100 N v rovině flexe-extenze v úhlu 24° s periodou kmitu 1,2 s. Velikost kloubních párů byla 28 mm.

Z grafu na obr. 2-12 je zřejmé, že při použití lubrikantu CMC (carboxy methyl cellulose) i 100% hovězího séra vykazuje pár kov-kov nejvyšší součinitel tření. Při použití hovězího séra však součinitel tření významně klesl, což přisuzujeme proteinům v něm obsažených [27]. Naopak je tomu u kloubního páru keramika-keramika, kde při použití CMC je součinitel tření velice nízký a při experimentu s hovězím sérem se součinitel tření prudce zvýšil. To je přisuzováno opět přítomnosti proteinů obsažených v hovězím séru, které adherují na povrch keramiky a tím zvětší drsnost povrchu. Tím pádem je znemožněno dosáhnout plného oddělení třecích povrchů mazacím filmem a nárůstem součinitele tření [28]. Podobný trend jako u páru keramika-keramika můžeme pozorovat také u páru kov-polyetylen, avšak zvýšení součinitele tření není tak markantní.

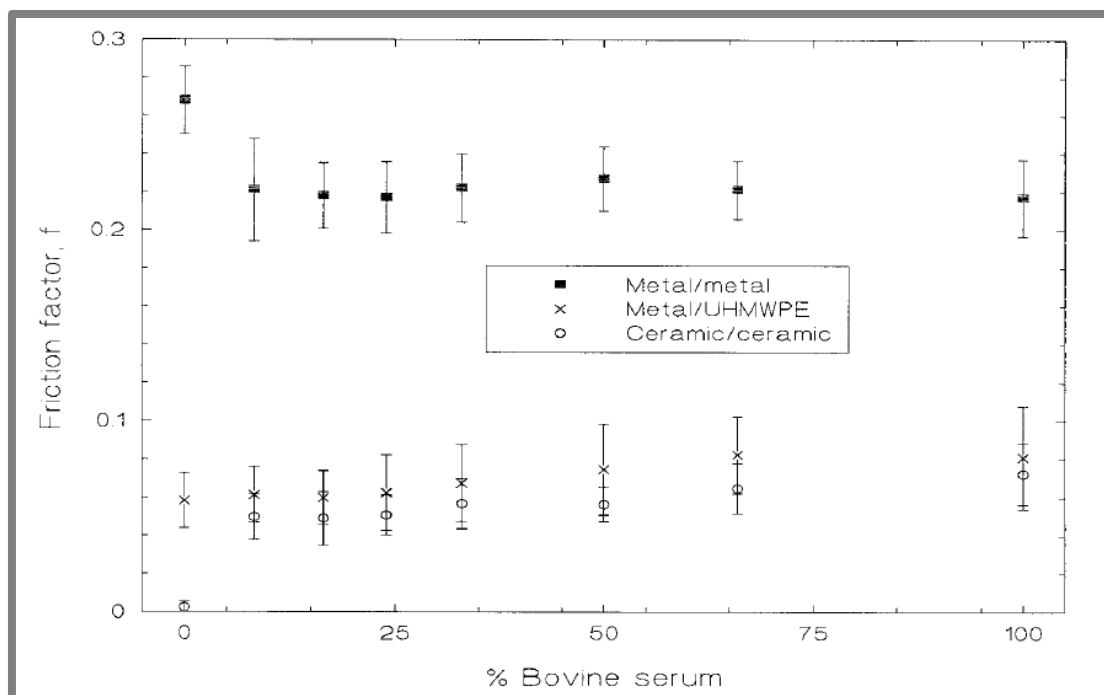
Autor také provedl teoretickou predikci minimální tloušťky mazacího filmu a režimu mazání podle teorie Dowsona a Hemrocka. Vypočítanému režimu mazání odpovídá experiment s použitím nebiologického maziva CMC.



Obr. 2-12 Součinitel tření – Scholes [26]

#### S.C. Scholes - Comparison of friction and lubrication of different hip prostheses [29]

Autorka článku používá stejné materiálové kombinace jako v předchozím článku (viz tab. 2-2). Také testovací aparát a podmínky experimentu jsou stejné jako v předchozím článku. Hovězí sérum použité pro mazání kloubních párů bylo procentuálně smícháváno s CMC kapalinou a při každé změně koncentrace bylo provedeno měření součinitele tření. Při použití všech koncentrací vykazuje materiálová kombinace kov-kov nejvyšší součinitel tření ze všech testovaných párů. S přibývajícím koncentrací hovězího séra se však součinitel tření nepatrně zmenšuje. Proteiny obsažené v séru adherují na třecí povrchy a vykazují menší tření než smíšený režim mazání při použití syntetického maziva [26, 30]. U ostatních materiálových kombinací je efekt při zvyšujícím se obsahu proteinů opačný, kdy se součinitel tření zvětšuje. U keramiky to může být způsobeno ulpíváním proteinů na povrchu náhrady s následným znemožněním vytvoření hydrodynamického mazání [26]. Materiálová kombinace kov-polyetylen by měla pracovat ve smíšeném režimu mazání [26, 31].



Obr. 2-13 Součinitel tření - Scholes (procentní obsah BS) [29]

## 2.3 Vliv velikosti kloubního páru na součinitel tření

2.3

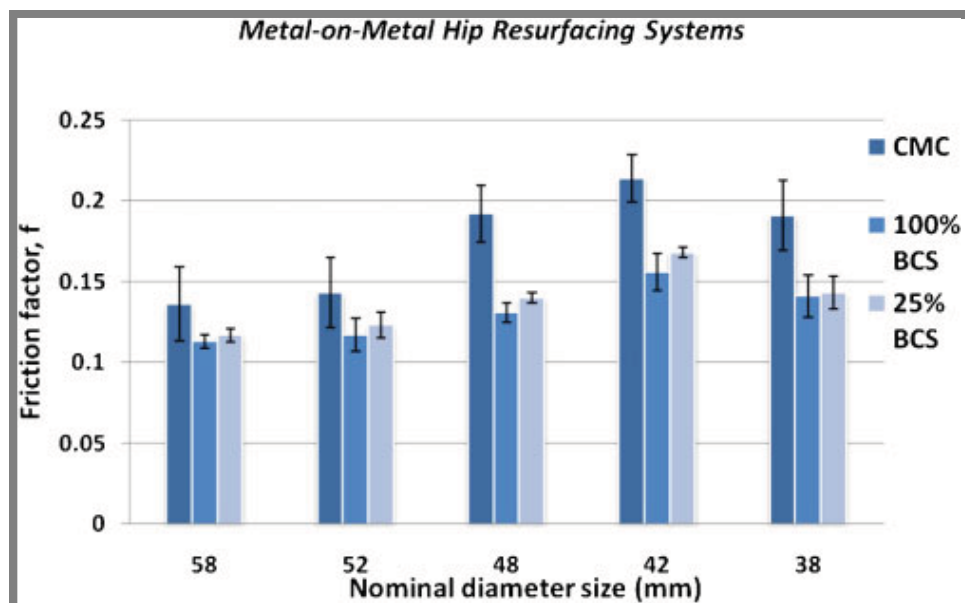
Na výsledný součinitel tření v umělém kyčelním kloubu má kromě materiálové kombinace vliv i jeho velikost. Změna velikosti kloubního páru s sebou přináší i změnu průměrové vůle. Obecně lze říct, že zvětšení průměru přináší i zvětšení průměrové vůle. Změnou velikosti kloubního páru a průměrové vůle se mění ekvivalentní rádius i obvodová rychlost třecích povrchů. To má za následek jiné tribologické podmínky, které mohou způsobovat změny v režimu mazání a tím i ovlivňovat součinitel tření.

**S. Flangan a kol.** – In vitro friction and lubrication of large bearing hip prostheses [32]

S. Flangan a jeho kolegové se věnovali experimentálnímu měření součinitele tření v závislosti na změně průměru kloubního páru u materiálových kombinací kov-kov a keramika-CFR-PEEK (zpevněný polymer). Součinitel tření byl naměřen na simulátoru TE89 od výrobce Phoenix Tribology, který dosahuje úhel výkmitu  $\pm 24^\circ$  a pohybuje se s frekvencí 0,8 Hz. Na tomto aparátu byly zkoumány velikosti (38, 42, 48 a 58) mm u párů kov-kov a velikosti (38, 42, 52 a 60) mm u páru keramika-CFR-PEEK. Při měření byly použity tři druhy maziva, a to karboxylová celulóza (CMC) jako zástupce nebiologického maziva a hovězí sérum (BCS) v koncentracích 25 a 100 %. Hovězí sérum obsahuje proteiny, které jsou obsaženy i v synoviální kapalině a značným způsobem ovlivňují tribologické vlastnosti.

Radiální vůle u kovových párů se pohybují od 0,05 do 0,075 u průměrů 38, respektive 58 mm.

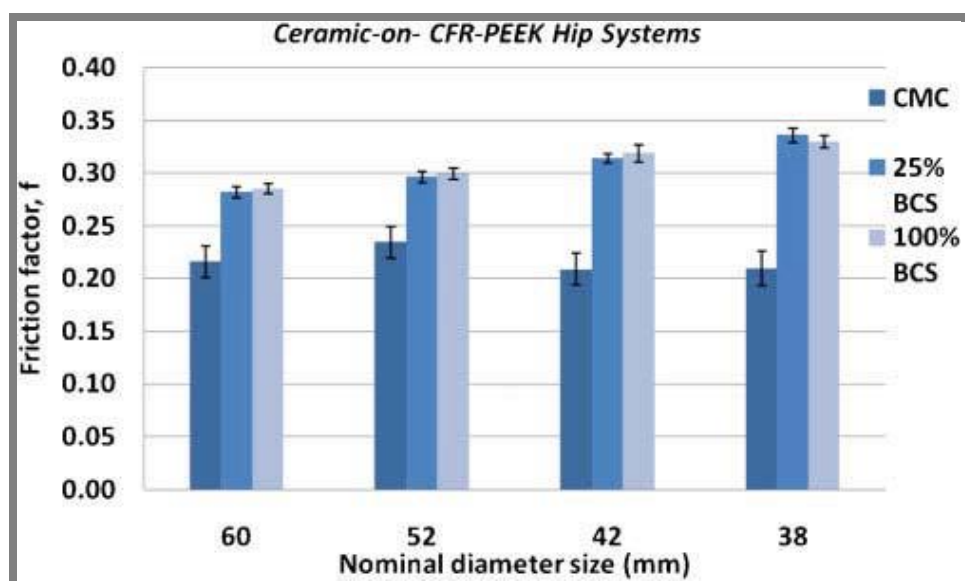




Obr. 2-14 Součinitel tření kov-kov [32]

Z obr. 2-14 součinitel tření kov-kov je jasné patrné, že u páru o průměru 58 mm byl naměřen menší součinitel tření než u párů menších. Podle výpočtu predikce mazání by všechny zkoumané průměry kloubních párů měly pracovat v režimu hydrodynamického mazání, z výsledků se však ukazuje jako reálnější smíšený režim mazání. Při použití hovězího séra o koncentraci 100 % i 25 % dochází k rapidnímu snižování součinitele tření oproti CMC mazivu. Autor to vysvětluje tím, že na povrchu kloubních komponent ulpívají proteiny obsažené v mazivu, které silně snižují adhezní síly kovových povrchů. Správnost výsledků pak autor popisuje jako shodné s dalšími pracemi [33]. Snižování součinitele tření při zvětšování velikosti kloubní náhrady autor zdůvodňuje velmi stručně, a to tím, že jsou zlepšeny podmínky mazání.

U kloubních párů v kombinaci keramika-CFR-PEEK se radiální vůle pohybují od (0,8 do 0,91) mm u průměrů (38 až 60) mm. Tyto průměrové vůle jsou mnohem větší než u předchozích párů.



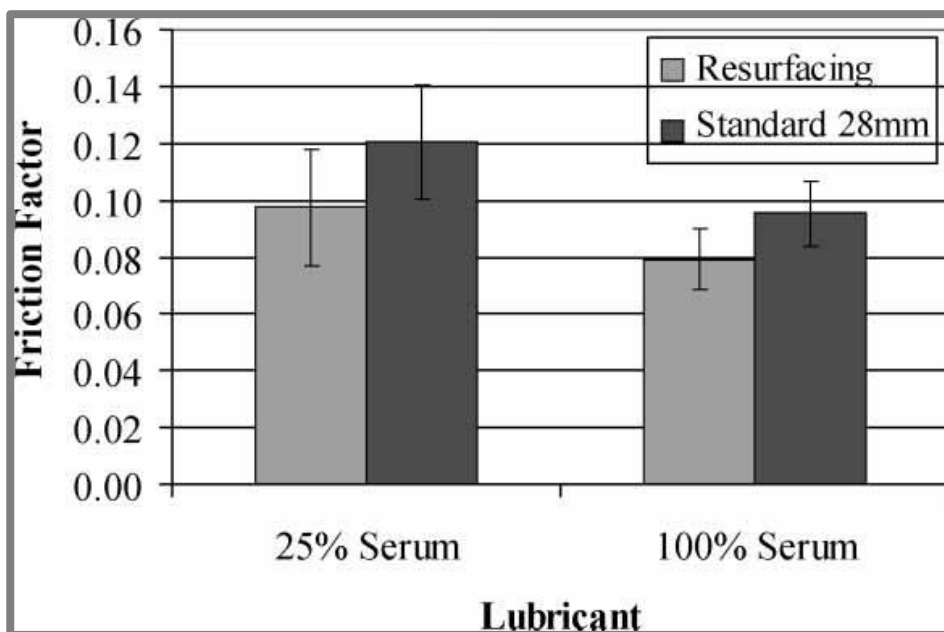
Obr. 2-15 Součinitel tření - keramika-CFR-PEEK [32]



I při použití této materiálové kombinace pozorujeme snižování součinitele tření se zvětšujícím se průměr kloubního páru při mazání biologickým mazivem. Na rozdíl od kombinace kov-kov pozorujeme zvýšení součinitele tření při použití hovězího séra. Autor to vysvětluje tím, že protein albumin, obsažený v hovězím séru, nepřilne ke keramickému povrchu hlavice, a tím zabrání vzniku kontinuálního filmu, který by oddělil třecí povrchy [26].

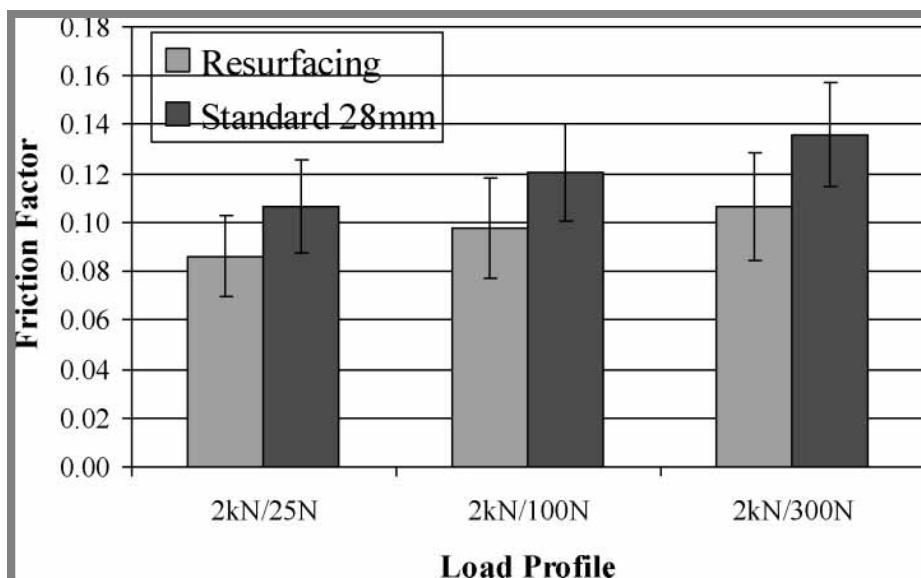
**C. L. Brockett a kol.** – A comparison of friction in 28 mm conventional and 55 mm resurfacing metal-on-metal hip replacement [34]

Autoři článku se zabývají popisem součinitele tření u materiálové kombinace kov-kov ve dvou různých velikostech. Jedná se o konvenční průměr kloubu 28 mm a částečné kloubní náhrady o průměru 55 mm. Testy byly provedeny na simulátoru Simulator Solution, Manchester, UK v rozsahu pohybu  $\pm 25^\circ$  s frekvencí pohybu 1 Hz. Při testování bylo použito proměnlivé zatěžování v poměru 2kN/25N, 2kN/100N a 2kN/300N. Jako mazivo bylo použito 25% a 100% hovězí sérum.



Obr. 2-16 Součinitel tření - porovnání maziv (2kN/100N) [34]

Jak je patrné z grafu na obr. 2-16, tak na součinitel tření má významný vliv koncentrace hovězího séra a tudíž i procentuální obsah proteinů. Při použití 100% séra dosahuje součinitel tření nižších hodnot. Podstatný vliv na součinitel tření má však i průměr kloubního páru, kde se zřetelně ukazuje, že při použití většího průměru klesá součinitel tření. Analytický výpočet predikce mazání podle Hamrocka a Dowsona ukazuje, že u kloubního páru průměru 55 mm by mělo docházet k hydrodynamickému mazání na rozdíl od průměru 28 mm, kde kloub pracuje v režimu mezního mazání. Takto si autor vysvětluje rozdíl v součiniteli tření. Nutno však podotknout, že biologické mazivo s obsahem proteinů se nechová přesně podle výpočtové predikce mazání.

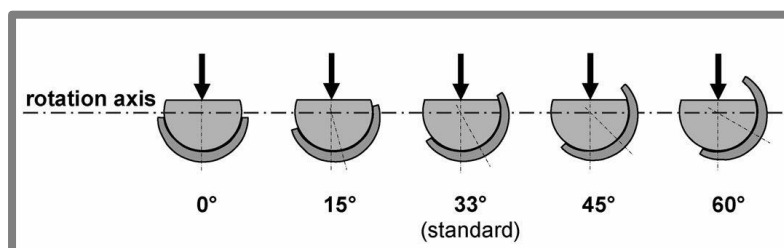


Obr. 2-17 Součinitel tření - vliv zatěžování (25% BS) [34]

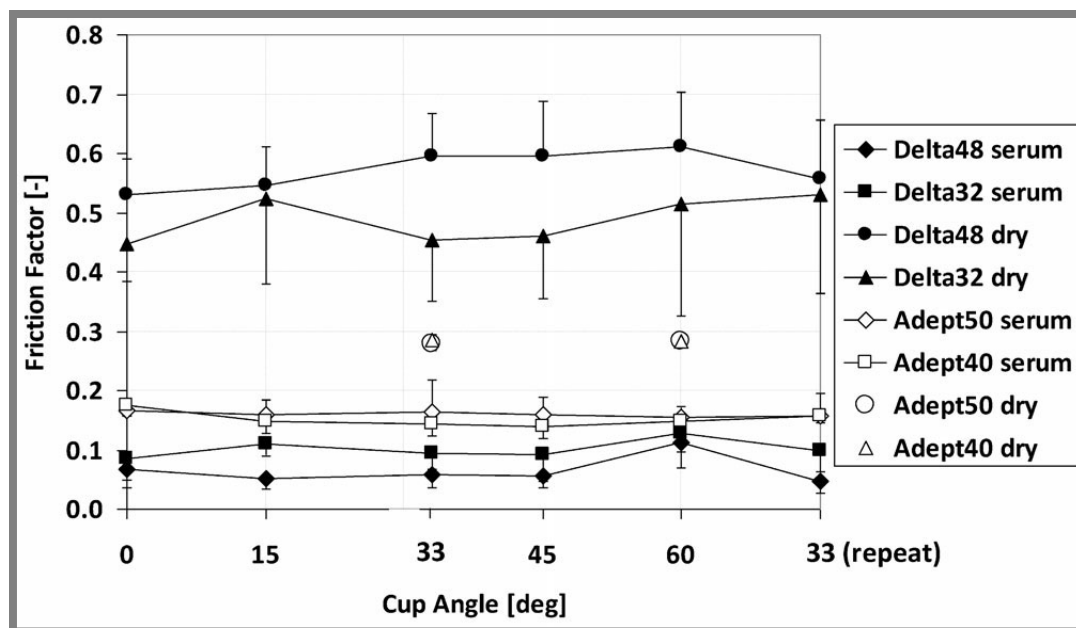
Dynamika zatěžování má rovněž podstatný vliv na vývoj součinitele tření, jak je tomu znát z obr. 2-17. Se zvětšujícím se zpětným zatěžováním roste i součinitel tření. Autor článku to odůvodňuje snižováním mazacího filmu z důvodů obtížnějšího přivádění maziva do kontaktu. Předchozí studie ukázaly, že zvyšováním zpětného zatěžování se také zvětšuje opotřebení [35].

**Nicholas Bishop a kol.** – High friction moment in large hard-on-hard hip replacement bearings in conditions of poor Lubrication [36]

Článek se zabývá měřením součinitele tření u dvou materiálových kombinací kov-kov a keramika-keramika v různých mazacích podmínkách. Jeden test probíhal s 25% hovězím sérem (serum) a druhý test na sucho (dry). Suché tření má reprezentovat extrémní situaci in vivo, kdy se v kontaktní oblasti nenachází žádné mazivo. Testy probíhaly na simulátoru kyčelního kloubu s amplitudou  $\pm 20^\circ$  s proměnlivým zatěžováním. Pro měření byly použity kloubní náhrady o průměru (40 a 50) mm pro pár kov-kov (Adept) a (32 a 48) mm pro páry keramika-keramika (Delta).



Obr. 2-18 Natočení kloubního páru [36]



Obr. 2-19 Součinitel tření [36]

Jak je patrné z obr. 2-19, tak při mazání sérem se součinitel tření pohybuje v nízkých hodnotách. Keramické kloubní páry vykazují menší hodnoty součinitele tření než páry kovové. Při každém natočení keramické kloubní dvojice vykazuje větší průměr menší hodnoty součinitele tření. U kovových komponent nepozorujeme podstatný rozdíl ve velikosti součinitele tření při změně průměru. Při suchém tření můžeme pozorovat několikanásobné zvětšení součinitele tření. U kovových komponent není tento nárůst nikterak dramatický, ale u keramických párů je nárůst součinitele tření asi pětinašobný. Takto vysoké hodnoty součinitele tření způsobují velké třecí momenty, které v praxi způsobují selhání kloubní náhrady v důsledku uvolnění kloubní náhrady [37]. Povrch keramických náhrad však disponuje lepší smáčivostí povrchu oproti kovovým povrchům, proto u keramických kloubních párů nehrozí v takové míře vysychání kontaktní oblasti [36].

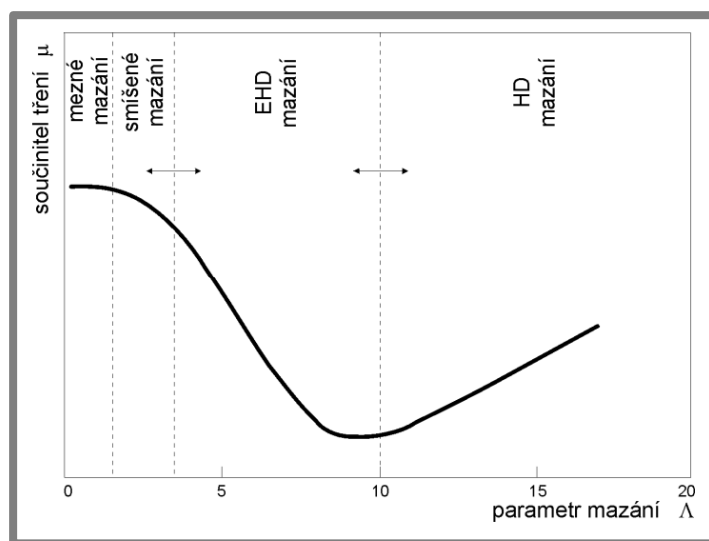
## 2.4 Procesy mazání

2.4

Druh mazání, a s tím spojená tloušťka mazací vrstvy, je velmi podstatnou vlastností kyčelních kloubních náhrad. Režim mazání ovlivňuje jak součinitel tření, tak i opotřebení a ve výsledku velice významnou měrou ovlivňuje životnost kloubní náhrady.

Rozlišujeme několik základních druhů mazání a to podle toho, zda dojde ke vzájemnému oddělení třecích ploch či nikoli. K meznému mazání dochází tehdy, je-li viskozita maziva příliš nízká, relativní rychlost povrchů příliš malá, nebo když je zatížení příliš vysoké. Tehdy dochází k přímé interakci třecích povrchů a v důsledku kontaktu povrchů vzniká opotřebení součástí. Pro tento režim mazání je charakteristický vysoký součinitel tření. Režim mazání, při kterém vzniká tenká mazací vrstva, která není dostatečně velká k trvalému oddělení povrchů a zároveň zabraňuje trvalému kontaktu třecích povrchů, se nazývá smíšený. Vyskytuje se při přechodu z hydrodynamického mazání na mezní nebo naopak. Kapalinové mazání,

při kterém jsou třecí povrchy vzájemně odděleny vrstvou maziva (olej, voda, vzduch, BS) se rozděluje do dvou režimů mazání. Elastohydrodynamické mazání (EHD mazání) se vyznačuje řádově stejnou tloušťkou mazací vrstvy jako elastickou deformací povrchů. Tento druh mazání se vyskytuje převážně u nekonformních povrchů. Součinitel tření v tomto režimu dosahuje nejnižších hodnot. Při hydrodynamickém mazání (HD mazání) dochází k úplnému oddělení třecích ploch silnou vrstvou maziva, které je vtlačováno do kontaktu při relativním pohybu povrchů. Zatížení je přenášeno z jednoho povrchu na druhý pouze přes mazací film. K tomuto režimu mazání dochází výhradně u konformních povrchů. Součinitel tření oproti EHD mazání stoupá v důsledku vnitřních odporů kapaliny při proudění kontaktem [37].



Obr. 2-20 Režimy mazání [38]

Režim mazání lze predikovat výpočetně a to buď podle analytických vztahů, které odvodil Hamrock a Dowson, nebo z MKP výpočtu.

Analytické výpočty jsou jednoduché a snadno vyčíslitelné, potýkají se však se značnou nepřesností a to obzvláště v případě maziva obsahující biologické látky, jako například hovězí sérum nebo synoviální kapalina.

Analytický výpočet minimální tloušťky mazacího filmu a parametru mazání podle vztahů odvozených v sedmdesátých letech výzkumníky Hamrockem a Dowsnem [39].

Vztah pro minimální tloušťku mazacího filmu:

$$\frac{h_{min}}{R} = 2,798 \left( \frac{\eta u}{E' R} \right)^{0,65} \left( \frac{L}{E' R^2} \right)^{-0,21}$$

kde:

|          |                   |                              |
|----------|-------------------|------------------------------|
| R –      | m                 | ekvivalentní rádius          |
| $\eta$ – | Pa.s              | viskozita                    |
| u –      | m.s <sup>-1</sup> | unášecí rychlost             |
| L –      | N                 | zatížení                     |
| E' –     | Pa                | ekvivalentní modul pružnosti |

Ekvivalentní modul pružnosti

$$\frac{1}{E'} = 0,5 \left[ \left( \frac{1 - \nu_1^2}{E_1} \right) + \left( \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \right) \right]$$

kde:

$E_1$  – Pa modul pružnosti materiálu hlavice  
 $\nu_1$  – Poissonův poměr materiálu hlavice  
 $E_2$  – Pa modul pružnosti materiálu jamky  
 $\nu_2$  – Poissonův poměr materiálu jamky

Ekvivalentní rádius

$$R = \frac{R_H R_C}{R_C - R_H}$$

kde:

$R_H$  – m rádius hlavice  
 $R_C$  – m rádius jamky

Parametr mazání

$$\lambda = \frac{h_{min}}{\left[ (R_q^1)^2 + (R_q^2)^2 \right]^{1/2}}$$

kde:

$R_q^1$  – m střední kvadratická drsnost povrchu hlavice  
 $R_q^2$  – m střední kvadratická drsnost povrchu jamky

## 2.5 Vliv velikosti kloubu na procesy mazání

2.5

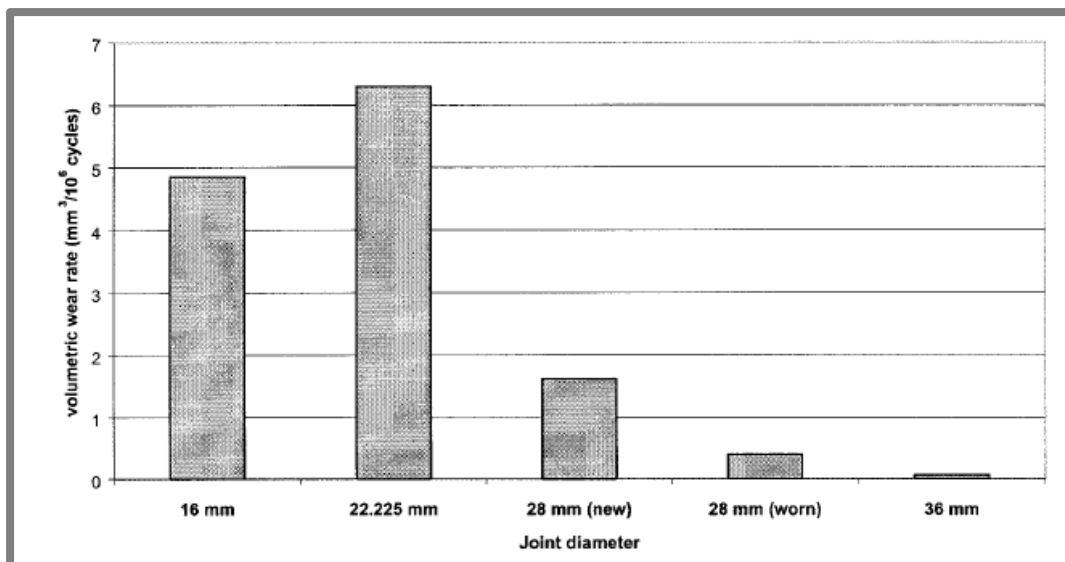
**S.L. Smith a kol.** - The effect of femoral head diameter upon lubrication and wear of metal-on-metal total hip replacements [40]

Článek se zabývá zkoumáním mazacího filmu pomocí metody měření elektrického odporu mezi kloubními komponentami. Tato metoda využívá elektrickou vodivost kovových kloubních náhrad, kdy je mezi nimi měřen elektrický odpor [41]. K měření byl použit simulátor od firmy ProSim, kloubní pár usazen do fyziologické polohy. Kinematika pohybu a zatížení neodpovídá skutečnému fyziologickému zatěžování, je použit zjednodušený model.

**Tab. 2-3** Geometrie kloubních párů [40]

| Bearing diameter (mm) | Diametral clearance when new (μm) | Head roughness, $R_a$ (nm) | Cup roughness, $R_a$ (nm) |
|-----------------------|-----------------------------------|----------------------------|---------------------------|
| 16                    | 69                                | 1.6                        | 10.0                      |
| 16                    | 65                                | 9.2                        | 25.7                      |
| 22                    | 66                                | 3.9                        | 10.0                      |
| 22                    | 64                                | 10.4                       | 16.1                      |
| 28                    | 65                                | 2.5                        | 6.9                       |
| 28                    | 64                                | 4.7                        | 3.4                       |
| 36                    | 157                               | 6.2                        | 30.7                      |

Jako mazivo bylo použito 25% hovězí sérum, které však bylo smícháno s ethylenediamine tetraacetitem (EDTA), který zabraňuje formování proteinového filmu na površích kloubních náhrad. Spolu s měřením elektrického odporu mezi komponentami bylo provedeno i gravimetrické vyhodnocování opotřebení po  $2 \times 10^6$  cyklech, které je zobrazeno na obr. 2-21.

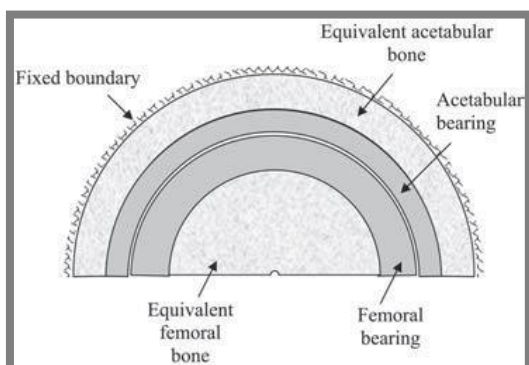


Obr. 2-21 Objemové opotřebení kloubních náhrad [40]

Při použití hlavice průměru (16 a 22,225) mm se ukázalo, že kloubní komponenty byly v kontaktu po celou dobu cyklu. Z toho také vyplývá velké objemové opotřebení kloubních dvojic, které můžeme pozorovat na obr. 2-21. Testování hlavice průměru 28 mm zde bylo zkomplikováno kvůli velmi nízké oscilaci velikosti odporu, který se pohyboval na hranici přímého kontaktu komponent kyčelního kloubu. Tyto malé odchylky nebylo možné docela dobře naměřit, avšak jak je vidět z obr. 2-21, docházelo k nižšímu objemovému opotřebení než u hlavice (16 a 22,5) mm, tudíž můžeme predikovat, že v průběhu zatěžovacího cyklu docházelo v určitých momentech k oddělení třecích povrchů a tím k redukci opotřebení. Nejzajímavější výsledky však plynou z použití hlavice o průměru 36 mm, kdy v průběhu celého zatěžujícího cyklu nedošlo ke kontaktu obou komponent umělého kyčelního kloubu. Velikost objemového opotřebení velice malá a v porovnání s jinými páry až zanedbatelná. Vizuální prohlídka po ukončení testu ukázala pouze velice málo jemných povrchových škrábanců na povrchu hlavice. Při zvětšování průměru se mění mazací podmínky v kontaktu. Kloubní páry o velikosti (16 a 22,25) mm pracují v mezním režimu mazání, průměr 28 mm ve smíšeném režimu s občasným střídáním kapalinovým mazáním a průměr 36 mm pracuje po celou dobu v kapalinovém režimu mazání [40]. V mazivu je však potlačena jeho důležitá vlastnost v oblasti mazání, a to formování proteinů na površích kloubních komponent. Tento článek fakticky popisuje tribologické chování kloubu za přítomnosti nebiologického maziva.

**Feng Liu a kol.** - Importance of head diameter, clearance, and cup wall thickness in elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip resurfacing prostheses [42]

Feng Liu a kolektiv se ve svém článku zabývají numerickou predikcí tloušťky mazací vrstvy, kdy je do výpočtu zohledněn vliv průměru, vůle a také tloušťka stěny acetabula. Simulace taktéž zahrnuje vliv viskozity maziva. Model umělého kyčelního kloubu se skládá z povrchové protězy (obr. 2-22), aplikovaná kinematika pohybu a zatěžování je simulována podle reálné chůze. Úhlová rychlost pohybu je 2 rad/s a profil zatěžování se pohybuje mezi hodnotami 1 346 a 2 500 N. Bylo použito mazivo simulující hovězí sérum s viskozitou od 0,000 9 Pa.s do 0,01 Pa.s. Velikosti kloubních náhrad byly rozděleny hlavně na dva průměry, 50 mm jako případ 1 a 28 mm jako případ 3. Případ 2 o průměru 50 mm a dělí se do dalších dvou provedení 2a, 2b s rozdílnými průměrovými vůlemi. Přehledné zobrazení velikostí kloubních náhrad a jejich průměrové vůle jsou zobrazeny v tabulce níže.

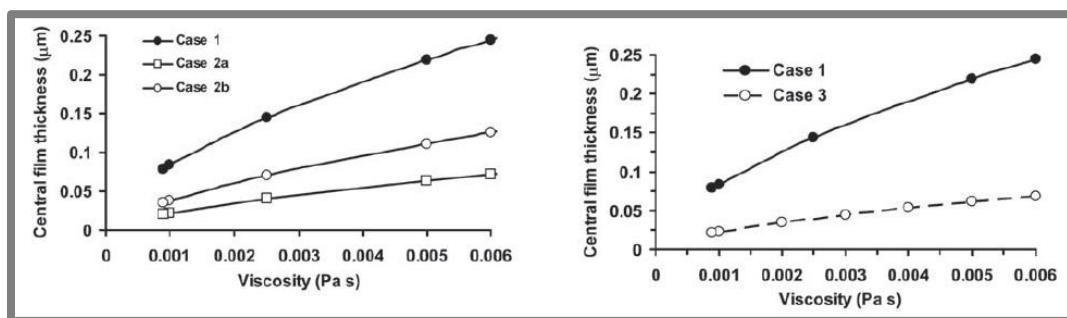


Obr. 2-22 Schéma modelu [42]

|         | Head diameter (mm) | Diametral clearance (μm) |
|---------|--------------------|--------------------------|
| Case 1  | 50                 | 150                      |
| Case 2a | 50                 | 300                      |
| Case 2b | 50                 | 150                      |
| Case 3  | 28                 | 60                       |

Tab. 2-4 Geometrie kloubních párů [42]

Pro každý případ byl využit jiný výpočtový model. U případu 1 bylo využito plně numerického řešení pomocí MKP analýzy. Případ 2a a 2b byl vypočten pomocí teorie Hamrock & Dowson a konečně případ 3 byl vypočten pomocí numerické metody popsané v dřívějších článcích tohoto autora [43].

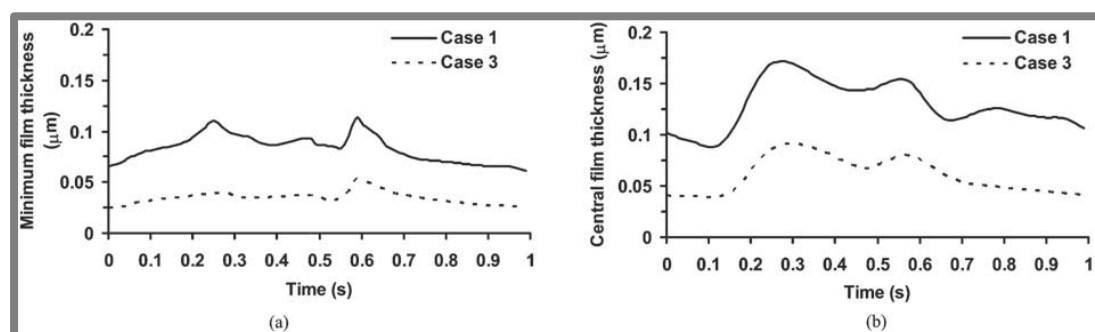


Obr. 2-23 Centrální tloušťka filmu při konstantním zatížení 2500 N [42]

Jak je patrné z grafů na obr. 2-23, tak mezi průběhem centrální tloušťky filmu v případě 1 a 2b, kdy je řešena stejná geometrie, sledujeme značné rozdíly. Tento rozptyl je způsoben využitím rozdílných výpočetních metod výpočtu a vlivem tloušťky stěny jamky. Zvětšení průměrové vůle v případě 2a způsobí zmenšení tloušťky mazacího filmu. V druhém grafu můžeme pozorovat vývoj centrální tloušťky filmu v závislosti na viskozitě maziva u průměru (50 a 28) mm. Zde jsou pro oba výpočty využity numerické postupy. U průměru 50 mm (případ 1) pozorujeme několikanásobné zvětšení tloušťky filmu oproti průměru 28 mm (případ 3). Vliv na



formování mazací vrstvy nemá pouze změna tlaku a kontaktní oblast, ale také změna tečné rychlosti povrchů.

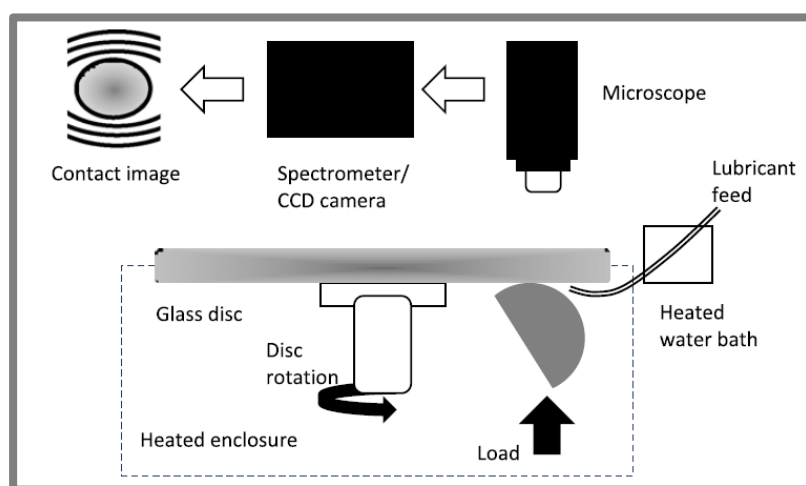


Obr. 2-24 Tloušťka filmu při transientním zatěžování [42]

Z další série grafů na obr. 2-24 vidíme vývoj tloušťky filmu v čase při viskozitě 0,002 5 Pa.s. V grafu (a) je vykreslen vývoj minimální tloušťky filmu a v grafu (b) je centrální tloušťka filmu. V obou případech vidíme téměř ekvidistantní posunutí průběhů, kdy vždy u průměru 28 mm pozorujeme menší tloušťku filmu [42].

**C. Myant a kol.** – Lubrication of metal-on-metal hip joints: The effect of protein content and load on film formatting and wear [44]

Myant se ve svém článku zabývá zjišťováním vlivu obsahu a typu proteinů na formování mazacího filmu. Využívá přitom aparaturu (obr. 2-25) složenou z kovové hlavice o průměru 38 mm a skleněného disku, na který je nanesen chromový povlak. Autor článku zjišťuje vliv rychlosti, zatěžování a dráhy na formování mazacího filmu v závislosti na použitém mazivu.

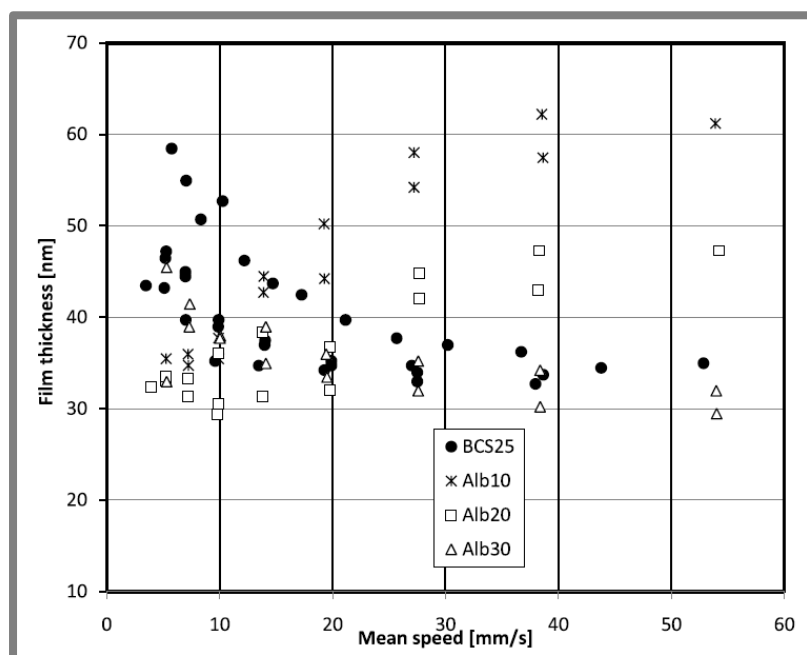


Obr. 2-25 Měřicí aparatura [44]

Autor při experimentu použil celkem 5 druhů maziva. Prvním z nich bylo 25% hovězí sérum s celkovým obsahem 13 mg/ml proteinů, dále pak albumin smíchaný se solným

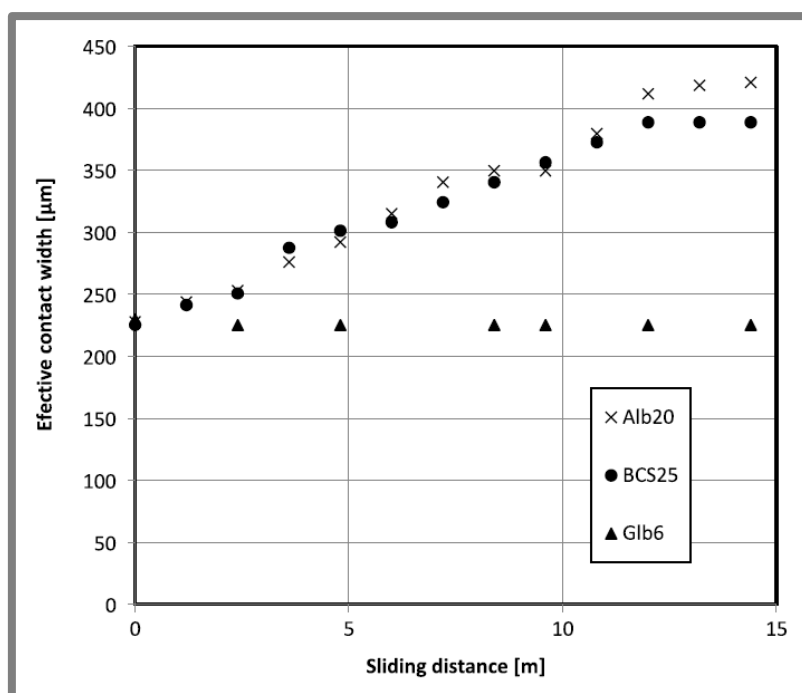


roztokem v množství (10, 20 a 30) mg/ml a nakonec solný roztok s přidavkem globulinu v množství 6 mg/ml.



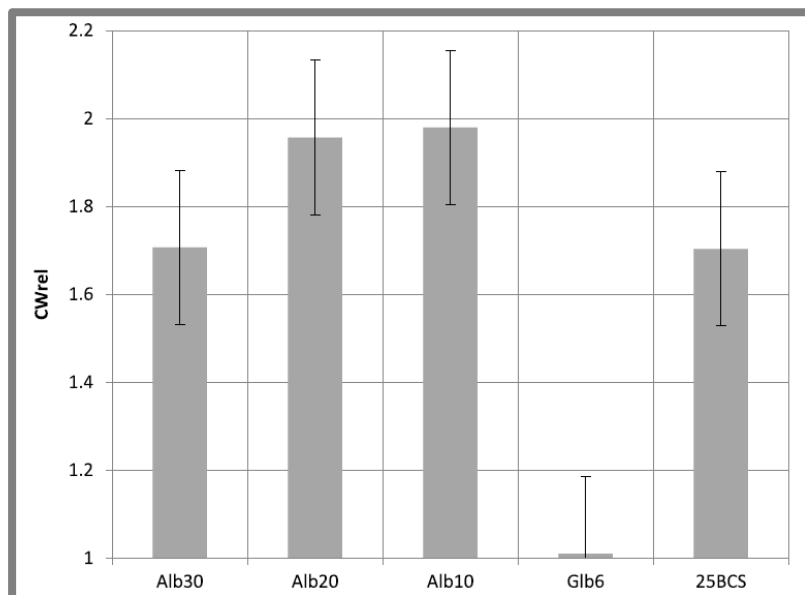
Obr. 2-26 Vliv rychlosti na tloušťku filmu [44]

V grafu na obr. 2-26 je vidět značný vliv rychlosti pohybu na formování mazacího filmu při zatížení 5 N, což odpovídá maximálnímu Hertzovu tlaku 60 MPa. Po bližším zaměření na hovězí sérum (v grafu označeno jako BCS25) je vidět, že film dosahuje svého maxima při rychlosti menší než 10 mm/s, a pak značnou rychlostí klesá. Od 40 mm/s je téměř ustálený.



Obr. 2-27 Vliv dráhy na formování mazacího filmu [44]

Při měření tloušťky mazací vrstvy závislé na kluzné dráze (rychlost 10 mm/s, zatížení 5 N) můžeme vypočítat zajímavou závislost, kdy při použití hovězího séra a albuminu dojde k ustálení mazací vrstvy až po určité době a uražené vzdálenosti. Toto se neděje při použití maziva s přídavkem globulinu. Před testem a po testu byla změřena efektivní šířka kontaktu ( $CW_{rel}$ ), která přímo souvisí s poškozenou kontaktní oblastí.



Obr. 2-28 Efektivní šířka kontaktu [44]

V případě mazání globulinem, je šířka kontaktu stejná jak před měřením, tak po měření a poškození na kloubní hlavici je téměř nezatelné. Oproti tomu na hlavici, u které bylo použito roztoku albuminu, je poškození znatelné. Vzhledem k podobnému průběhu vývoje mazacího filmu u hovězího séra a albuminového roztoku (z grafu na obr. 2-27) autor vysledoval, že poškození hlavic bude v obou případech podobné [44].

### 3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

---

**3**

Mnoho dostupných článků se zabývá pouze opotřebením kloubních náhrad v závislosti na různých vstupních podmínkách, mimo jiné i na velikost kloubní náhrady. Pro klinickou praxi je tento faktor zásadní a nejdůležitější. Samotné opotřebením je ale zapříčiněno dalšími jevy, kterými jsou procesy tření a mazání. Výzkumem těchto faktorů se zabývá mnohem méně článků, a tudíž zde vidím vhodnou oblast k dalšímu pokroku.

Ve výzkumu tření se autoři nejčastěji ve svých publikacích zaměřují na vliv materiálové kombinace, která má největší vliv na součinitel tření. Samotný vliv velikosti kloubního páru na součinitel tření je hlavně měřen na materiálové kombinaci kov-kov, ostatní materiálové kombinace jsou vyšetřovány pouze okrajově. Proto jsem přistoupil k naměření součinitele tření u více materiálových kombinací, pro dva výrobce a pro dvě velikosti kloubní náhrady.

Procesy mazání jsou také výhradně zkoumány u materiálové kombinace kov-kov, jelikož se zde dá využít elektrické vodivosti kloubních komponent k určení tloušťky filmu. Dalšími metodami pro predikci mazání je využití MKP modelů, které jsou však velmi nepřesné, zabývají se však zkoumáním vlivu velikosti kloubních párů. Zjednodušením geometrie kloubních náhrad na konfiguraci ball-on disc, popřípadě ball-on-lens může probíhat výzkum mazání na komerčních tribometrech. Toto zjednodušení však s sebou nese mnoho nepřesností a kontakt se odehrává na nekonformních površích. Navíc zde nelze zkoumat vliv velikosti kloubní dvojice, ale pouze vliv materiálu, popřípadě maziva.

Žádný dosavadní výzkum, kromě výzkumu na ÚK, se nezaměřil na měření tloušťky filmu na konformních površích kloubních náhrad. Navázal jsem tedy na diplomovou práci současného doktoranda Ing. Filipa Urbana [45], využil stávající metodu měření a vyšetřil vliv geometrie kloubního páru na utváření mazacího filmu.

#### **Cíle práce byly stanoveny takto:**

Cílem práce je provést experimentální studii vlivu velikosti hlavice/jamky náhrady kyčelního kloubu na tření a formování mazacího filmu.

**Forma práce:** průvodní zpráva

**Typ práce:** experimentální

**Účel práce:** výzkum a vývoj

**Výstup práce:** publikace

## 4 MATERIÁLY A METODY

### 4.1 Simulátor kyčelního kloubu

Na Ústavu konstruování byl pro potřeby výzkumu protetických náhrad kyčelních kloubů před dvěma lety zkonstruován simulátor kyčelního kloubu, který pracuje na principu kyvadla. Simulátor vznikl jako studentský projekt pod vedením doc. Ing. Martina Vrbky, Ph.D. v roce 2013. Primárně byl simulátor určen k měření součinitele tření, ale postupem času vznikl požadavek na úpravu kyvadla tak, aby mohl být měřen i mazací film, tuto úpravu provedl Ing. Filip Urban. Kyvadlo je sestaveno ze statického rámu (červená část v obr. 4-1) a z pohyblivého rámu (béžová část) osazeného závažími. Kombinací závaží můžeme vyvinout normálovou sílu až kolem 2 000 N. Omezujícím faktorem v chodu kyvadla je úhel výkmitu  $\pm 18^\circ$  a frekvence oscilačního pohybu cca 0,5 Hz, která je dána polohou těžiště a momentem setrvačnosti pohyblivého rámu. Princip činnosti a způsob ovládání bude popsán v dalších kapitolách.

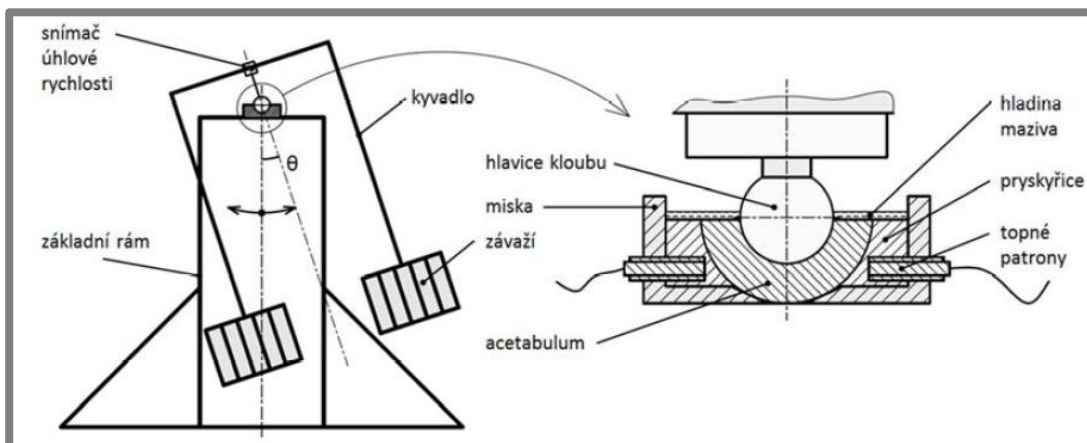


Obr. 4-1 Simulátor kyčelního kloubu [45]

#### 4.1.1 Konfigurace kyvadla pro měření součinitele tření

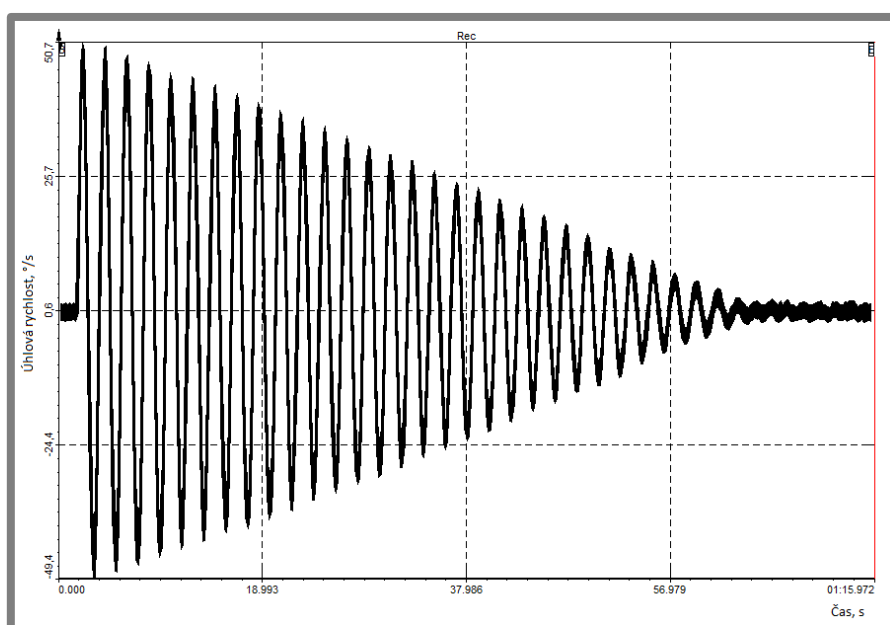
Při měření součinitele tření bylo využito staré konstrukce, která byla již odzkoušena a plně funkční. Měření součinitele probíhalo tak, že do statického rámu byla upnuta kloubní jamka, která byla usazena v misce, v které je jamka zalita metylmetakrylátovou pryskyřicí dentacrylem. Tím je zajištěna požadovaná poloha jamky. Celá miska je temperovaná pomocí topných patron. Miska také zaručuje to, že kloubní dvojice bude vždy zaplavena dostatečným množstvím maziva. Kloubní hlavice je upínána pomocí ocelového kužele do pohyblivého rámu, který se osadí požadovaným počtem závaží. Následně je pohyblivý rám spuštěn pomocí polohovacího mechanismu do kontaktu hlavice-jamka. K počátečnímu vychýlení kyvadla o úhel  $\theta$  je využito elektromagnetu a kladkového systému natahování upevněného na statickém rámu. Následně dojde k odpojení elektromagnetu a tím

k rozhoupání kyvadla. Vlivem ztráty energie v kloubu se amplituda kyvného pohybu postupně snižuje, až se kyvadlo úplně zastaví. Pro zjednodušení je uvažováno, že všechny ztráty energie probíhají pouze v kontaktu, tudíž je zanedbán odpor vzduchu a ostatní vlivy. Útlum pohybu má zpravidla lineární průběh.



Obr. 4-2 Schéma simulátoru - měření součinitele tření [45]

Snímání úhlové rychlosti je zajištěno pomocí snímače úhlové rychlosti *Analog Devices ADXRS623*. Analogový signál je poslán do měřicí karty *National Instruments USB-6009* se 14-bitovým AD převodníkem, kde je signál převeden na digitální signál, který je zpracováván programem *DEWEsoft 7.1.1*.

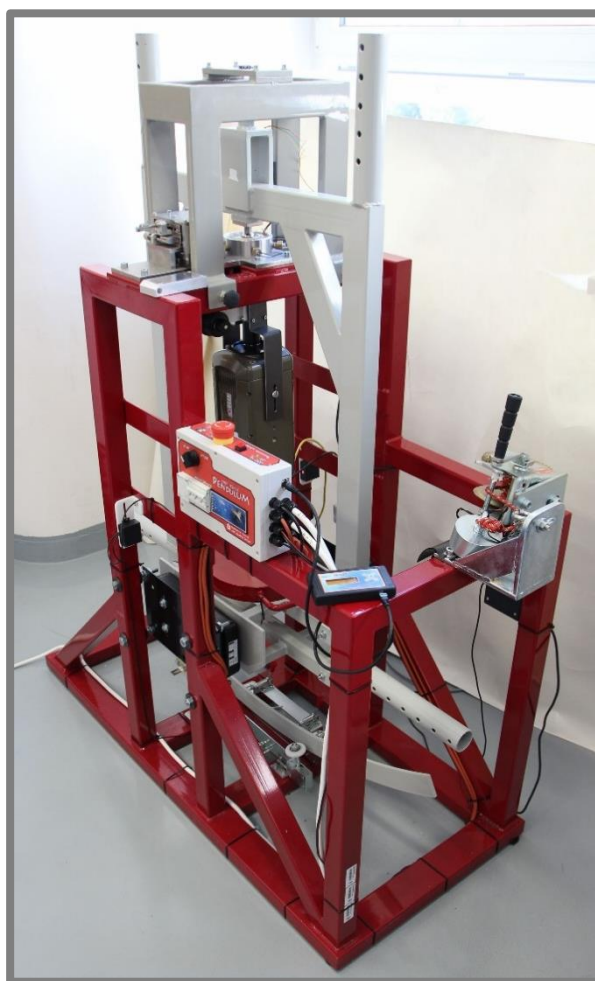


Obr. 4-3 Záznam pohybu – DEWEsoft

Ze signálu jsou následně pomocí skriptu v programu Matlab nalezeny maxima a minima úhlové rychlosti a jsou jimi proloženy přímky. Ze směrnic těchto přímek jsou následně vyhodnoceny dvě hodnoty součinitele tření, které by měly být shodné, ale reálně se tyto hodnoty trochu liší, proto je za výsledný součinitel tření považován aritmetický průměr těchto dvou hodnot. Podrobnější informace o vyhodnocování a matematickém základu této metody jsou dostupné ve zdrojích [45, 46].

#### 4.1.2 Konfigurace kyvadla pro měření mazacího filmu

Pro sledování mazacího filmu v průběhu delšího časového intervalu, než je samovolný dokmit kyvadla, bylo zapotřebí navrhnout a zrealizovat aktivní pohon, který by udržoval konstantní výchylku kyvadla. K přestavbě simulátoru došlo v rámci studentského projektu pod vedením doc. Ing. Martina Vrbky, Ph.D. v zimním semestru v roce 2014, kterého jsem se také účastnil. Pro pohon kyvadla byl vybrán bezkontaktní způsob přenosu energie využívající lineární pohon, kdy motory jsou umístěny na statickém rámu, a na pohyblivém rámu je umístěna kotva. Vzájemným působením elektromagnetických sil dochází ke kyvnému pohybu. Tento systém pohonu se běžně používá pro pohon zvonů na zvonících a je od firmy IMPULS - B.



Obr. 4-4 Aktuální podoba simulátoru s lineárními motory

Simulátor byl tedy nově vybaven dvěma lineárními motory, kotvou a vedením. Dva motory byly zvoleny z důvodu rovnoměrného záběru a vyrušení sil působících kolmo na požadovaný směr pohybu kyvadla. Pro zajištění pohybu pouze v jedné ose však nestačilo rám osadit dvěma motory, ale také bylo zapotřebí na pohyblivou část rámu přimontovat vodící plech, který společně s kolečky umístěnými na statickém rámu zajišťují požadovaný směr pohybu.

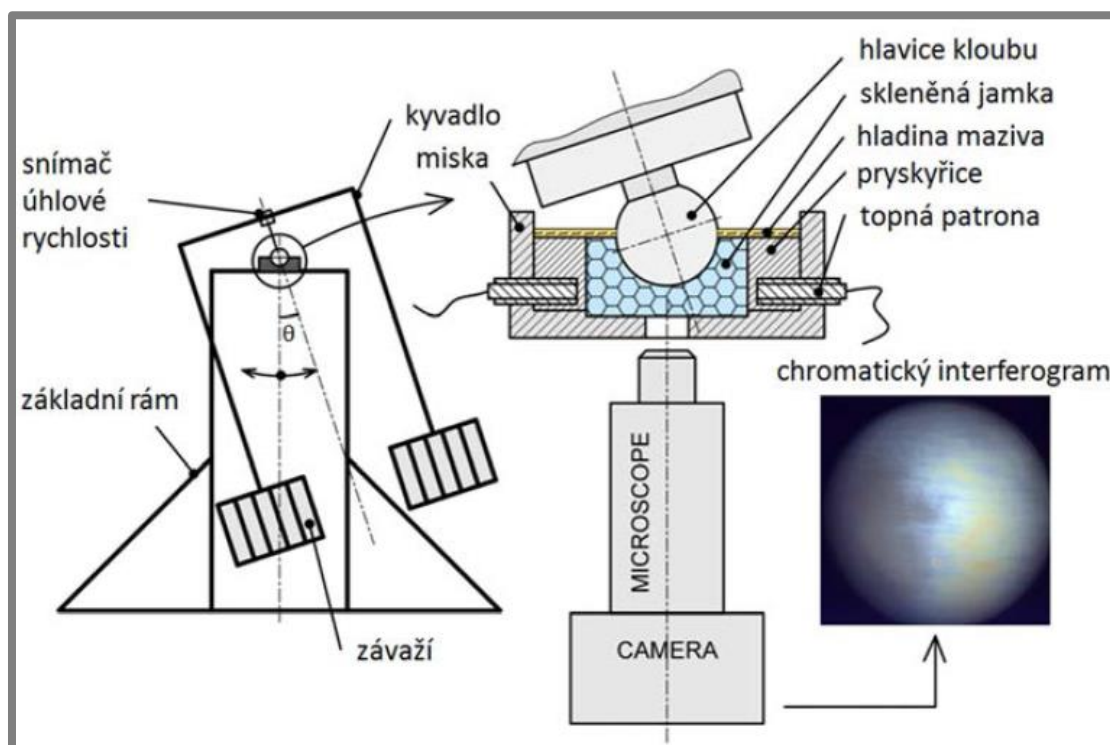


Taktéž byl vyladěn řídicí software a ovládání, které je uživatelsky přívětivé. Pomocí programovací klávesnice lze řídit periodu pohybu, z které je vypočítáván úhel výkmitu, který je následně automaticky regulován.



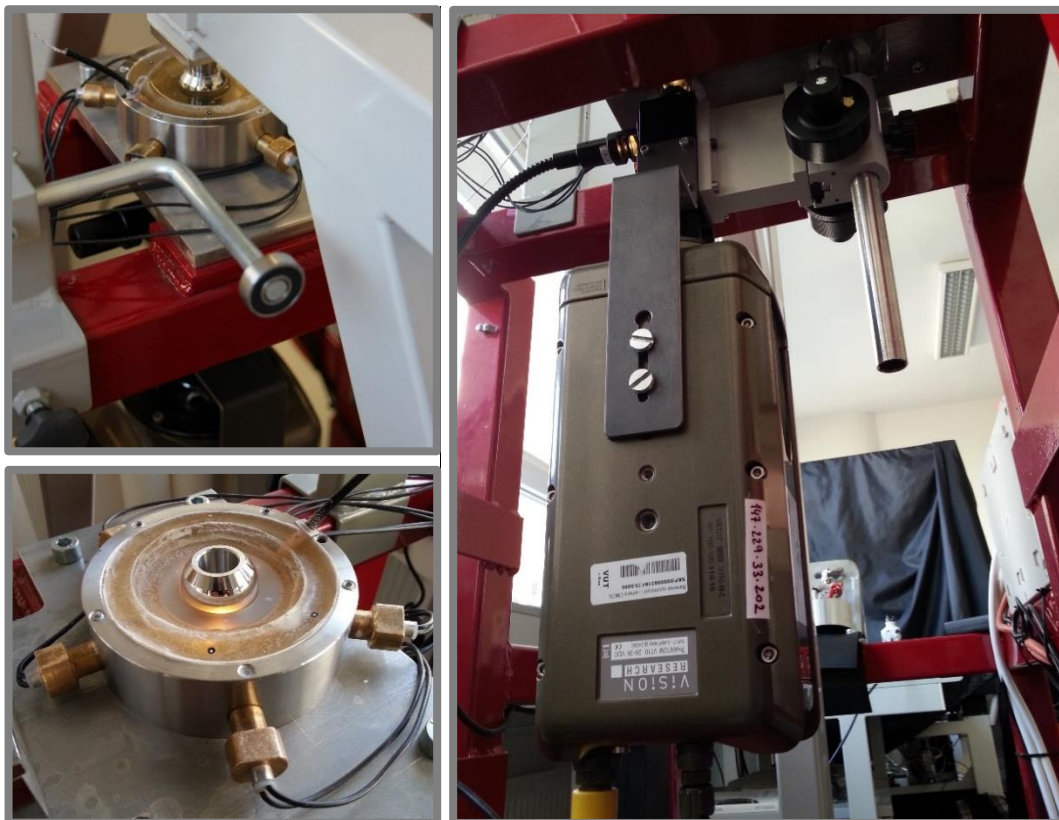
Obr. 4-5 Ovládací prvky (řídicí skříňka a klávesnice)

Sestava pro měření mazacího filmu je složena velmi podobně jako u měření součinitele tření, avšak do kontaktu přichází kovová hlavice a skleněná jamka. Skleněná jamka je použita z důvodu průhlednosti materiálu. Výroba skleněné jamky byla provedena na zakázku podle rozměrů naměřených na skutečných kloubních náhradách. Na plochu, která je v kontaktu s hlavicí, je nanesen chromový povlak a spodní strana je opatřena antireflexním povlakem. Při měření mazacího filmu je využíváno optické interferometrie, která využívá lom světla na jednotlivých rozhraních, přes které bílé světlo prochází nebo se odráží.



Obr. 4-6 Schéma simulátoru - měření mazacího filmu [45]

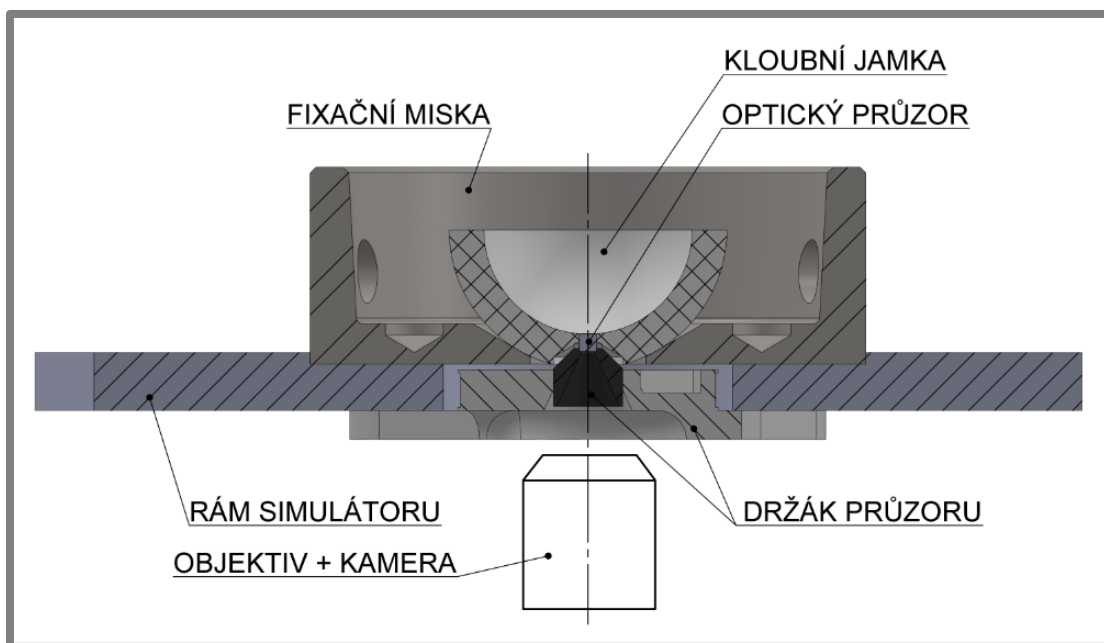
Ve spodní části simulátoru je umístěn držák, na kterém je upevněna vysokorychlostní kamera *Vision Research Phantom v710* s objektivem se čtyřnásobným zvětšením. Vzorkovací frekvence kamery se odvíjí od délky záznamu, velikosti rozlišení a bitové hloubky. V mém případě byla vzorkovací frekvence nastavena na 120 snímků za sekundu, rozlišení 656x656 a barevná hloubka 8bit.



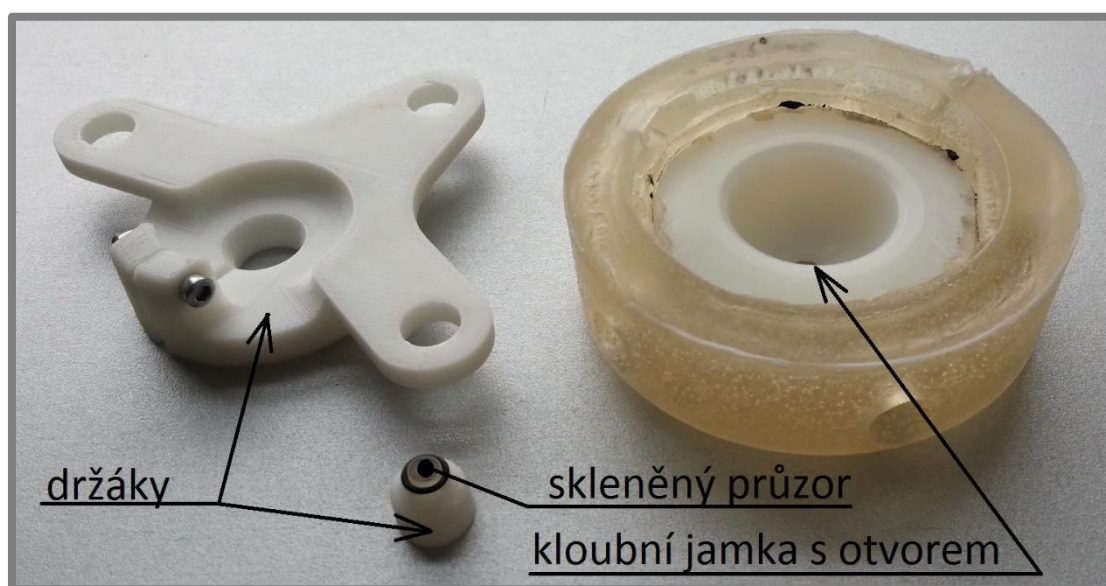
Obr. 4-7 Konfigurace kyvadla pro měření tloušťky mazacího filmu

V rámci mé diplomové práce byl také navrhnout nový způsob měření mazacího filmu, konkrétně pomocí optického průzoru. Hlavní idea spočívá v tom, že do kontaktu se přivede reálný kloubní pár kov-polyetylen při plném zatížení cca 2 000 N. Skleněný průzor o průměru (3 nebo 5) mm je vložen skrz vyvrtanou díru na dně kloubní jamky přímo do místa kontaktu.





Obr. 4-8 Optický průzor – schéma měření



Obr. 4-9 optický průzor - fyzické modely komponent

Samotný optický průzor je nalepen k plastovému držáku, který slouží k dotlačení průzoru do kontaktu a zároveň k upnutí do dalšího držáku, který zajišťuje celkovou polohu. Těsnost uložení průzor-jamka zajišťuje přesah, jako záloha v případě netěsnosti je vložený do kuželové mezery mezi průzor a jamku o kroužek.

## 4.2 Použité kloubní páry

4.2

Pro studium kloubních párů bylo využito kloubních komponent od dvou výrobců, a to konkrétně od firmy Zimmer a B. Braun. Tyto kloubní náhrady byly dodány fakultní nemocnicí v Olomouci, se kterou je navázána blízká spolupráce. U obou výrobců byly

k dispozici stejné materiálové kombinace a to kov-polyetylen, keramika-polyetylen a keramika-keramika.

**Tab. 4-1** Materiály kloubních náhrad Zimmer

| Materiálová kombinace | Hlavice      |   | Jamka        |   |
|-----------------------|--------------|---|--------------|---|
|                       | Označení     | Materiál  | Značení      | Materiál  |
| Kov - Polyetylen      | Protasul     | CoCrMo  | Durasul      | Highly crosslinked UHMWPE                         |
| Keramika - Polyetylen | BioloX delta | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> + ZrO <sub>2</sub> | Durasul      | Highly crosslinked UHMWPE                         |
| Keramika - Keramika   | BioloX delta | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> + ZrO <sub>2</sub> | BioloX delta | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> + ZrO <sub>2</sub> |

Ke všem použitým materiálům jsou na stránkách výrobců dohledatelné materiálové listy s bližší specifikací mechanických a materiálových vlastností.

**Tab. 4-2** Materiály kloubních náhrad B. Braun

| Materiálová kombinace | Hlavice      |   | Jamka        |   |
|-----------------------|--------------|---|--------------|---|
|                       | Označení     | Materiál  | Značení      | Materiál  |
| Kov - Polyetylen      | Isodur       | CoCrMo  | Vitelene     | UHMWPE - XE                                       |
| Keramika - Polyetylen | BioloX forte | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>                    | Vitelene     | UHMWPE - XE                                       |
| Keramika - Keramika   | BioloX delta | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> + ZrO <sub>2</sub> | BioloX delta | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> + ZrO <sub>2</sub> |

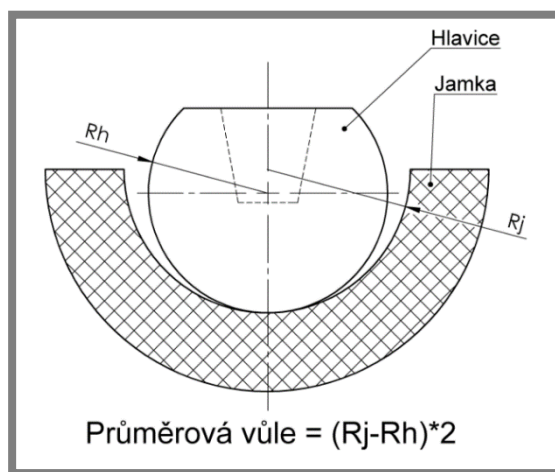
U všech testovaných kloubních párů byly k dispozici dva průměry, konkrétně konvenčně užívaný průměr 28 mm a zástupce větších kloubních náhrad o průměru 36 mm.

Před každým experimentem byla na kloubních komponentech naměřena drsnost povrchu na profilometru firmy Bruker s označením Contour GT X8. Přesnost měření při optimálním nastavení dosahuje až 1 nm. V mém případě jsem použil objektiv s pětinasobným zvětšením, měřená oblast byla nasvícena bílým světlem a samotné měření bylo provedeno metodou VSI. Bližší informace o možnostech měření jsou k dohledání u výrobce. Drsnost povrchu byla naměřena celkem na pěti místech, z nichž byl následně vypočítán aritmetický průměr. Místa měření byla vybrána zcela náhodně.

Tab. 4-3 Geometrie a drsnost povrchů kloubních párů

| Výrobce  | Kloubní pár                    | Průměr páru, mm | Drsnost povrchu, $\mu\text{m}$ |         | Průměrová vůle, $\mu\text{m}$ |
|----------|--------------------------------|-----------------|--------------------------------|---------|-------------------------------|
|          |                                |                 | Hlavice                        | Jamka   |                               |
| Zimmer   | Protasul - Durasul             | 28              | 0.00317                        | 1.21817 | 275                           |
|          |                                | 36              | 0.00318                        | 1.3284  | 609                           |
|          | BioloX delta- Durasul          | 28              | 0.0084                         | 1.183   | 363                           |
|          |                                | 36              | 0.00961                        | 0.76766 | 562                           |
|          | BioloX delta- BioloX delta     | 28              | 0.007811                       | 0.01059 | 54                            |
|          |                                | 36              | 0.007468                       | 0.00977 | 101                           |
| B. Braun | Isodur - Vitelene UHMWPE       | 28              | 0.00576                        | 0.4773  | 381                           |
|          |                                | 36              | 0.0065                         | 0.57001 | 454                           |
|          | BioloX forte - Vitelene UHMWPE | 28              | 0.00614                        | 0.5736  | 367                           |
|          |                                | 36              | 0.00609                        | 0.8227  | 412                           |
|          | BioloX delta - BioloX delta    | 28              | 0.00935                        | 0.00853 | 59                            |
|          |                                | 36              | 0.00817                        | 0.00831 | 97                            |

Pro vyhodnocení průměrové vůle bylo zapotřebí získat údaje o skutečné geometrii použitých hlavic a jamek, proto byla každá komponenta naskenována optickým 3D skenerem Atos *Triple Scan* a následně v post-processingu byl přímo vyhodnocen průměr komponent. Následně jsou tyto průměry přepočítány na průměrové vůle, které jsou vypsány v tab. 4-3. Měření na 3 D skeneru bylo uskutečněno ve spolupráci s Ing. Matúšem Ranušou.



Obr. 4-10 Výpočet průměrové vůle

Jak je vidět z tab. 4-3, tak u větších průměrů pozorujeme někdy až dvojnásobné průměrové vůle. V některých případech tyto vůle dosahují hodnot až 0,6 mm. Největší průměrové vůle jsou u párů s polyetylenovou jamkou, kde se u obou průměrů se vůle pohybují v rozmezí od (0,35 do 0,6) mm. Naproti tomu u keramických párů je průměrová vůle velmi malá a pohybuje se od (0,55 do 0,1) mm.

Drsnost povrchu se zásadně liší v závislosti na měřeném materiálu. U polyetylenových jamek se drsnost pohybuje v rámci desetin až jednotek mikrometru. U kovových a keramických komponent je však naměřená drsnost povrchu pouze v jednotkách nanometru.

Pro měření tloušťky mazacího filmu byly na zakázku vyrobeny skleněné jamky z laboratorního skla BK-7 o průměru (28 a 36) mm s různými tolerancemi. Průměr byl určen z průměrů naměřených na skutečných kloubních jamkách. Na vnitřní povrch jamky byl nanesen chromový povlak a na spodní stranu jamky antireflexní povlak.

Tab. 4-4 Geometrie skleněných jamek

| Pracovní označení | Požadovaný průměr, mm | Skutečný průměr, mm |
|-------------------|-----------------------|---------------------|
| 05A-G             | 28,36                 | 28,2941             |
| 07A-G             | 28,08                 | 28,0159             |
| 10A-G             | 36,49                 | 36,535              |
| 12A-G             | 36,09                 | 36,093              |

Skleněné jamky nebyly vyrobeny přesně dle požadovaných rozměrů. U průměru 28 mm jsou podstatně menší, což způsobuje problémy z hlediska přiřazení jednotlivých průměrových vůlí k reálným kloubním párům. U průměru 36 mm neshledávám nikterak velké rozdíly mezi požadovaným a skutečným průměrem.

### 4.3 Podmínky a plán experimentu

Pro každý typ měření byl stanoven postup měření a podmínky, za kterých byl experiment proveden. Tímto by měla být zajištěna opakovatelnost měření.

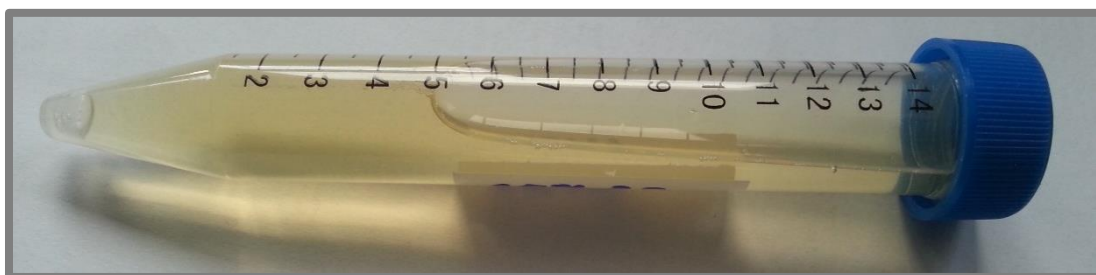
Podmínky experimentu při měření součinitele tření byly stanoveny z dřívějších měření, které provedl Filip Urban ve své diplomové práci. Pracovní postup čištění a přípravy kloubních komponent byl taktéž převzat.

#### Postup měření - součinitele tření:

1. Výběr vhodných kloubních komponent
2. Měření drsnosti povrchu
3. Vyčistit kloubní komponenty
  - a. opláchnout destilovanou vodou
  - b. osušit papírovým ubrouskem
  - c. vyčistit v 1% SDS (sodiumdodecylsulfát)
  - d. opláchnout destilovanou vodou
  - e. osušit papírovým ubrouskem
  - f. očistit izopropylalkoholem
4. Vytáhnout hovězí sérum z mrazáku (čas 0.00 hod.)
5. Usadit jamku a zahájit vyhřívání (čas 0.30 hod.)

6. Připravit snímač úhlové rychlosti
7. Vložit do jamky hlavici (čas 1.30 hod.)
8. Zahřát sérum na 37 °C (čas 1.45 hod.)
9. Vlastní experiment:
  - a. Aplikace hovězího séra (čas 2.00 hod.)
  - b. Zatížit
  - c. Vychýlit kyvadlo do 16°
  - d. Zapnout záznam DEWEsoft
  - e. Uvolnit kyvadlo
  - f. Opakovat 10x (interval 3 min.)
10. Vyhodnocení:
  - a. Vyhodnotit jednotlivá měření – Matlab
  - b. Zanést hodnoty do grafu
  - c. Měření drsnosti povrchu
  - d. Měření geometrie – 3D sken ATOS

Výše zmíněná čistící procedura platí na všechny komponenty kloubního páru v jakékoliv části měření a také na všechny ostatní součásti, které přišly do kontaktu s hovězím sérem.



Obr. 4-11 25% hovězí sérum (BS)

Podmínky experimentu byly zvoleny tak, aby co nejpřesněji reflektovaly podmínky reálného umělého kyčelního kloubu implantovaného do těla pacienta. Tudíž všechna měření byla provedena při teplotě na tělesnou teplotu 37 °C. Vyhřívána byla jak jamka, tak i hlavice. Hovězí sérum před aplikací do prostoru kloubu bylo taktéž zahřáto na teplotu 37 °C. Aplikované zatížení 2 000 N reflektuje maximální síly, které vznikají v kyčelních kloubech při pohybu dospělého člověka. Zatížení je po celou dobu měření konstantní, což vede k nereálným podmínkám zatěžování, protože v reálném kloubu je zatížení proměnné, kdy v jednom směru pohybu dosahuje dvou až dvou a půl tisíc newtonů a při zpětném pohybu je toto zatížení pouze v řádu stovek newtonů. Jako mazivo bylo při měření použito 25% hovězí sérum, které svým složením přibližně odpovídá synoviální kapalině, která je obsažena v lidských kloubech. Sérum bylo vytaženo z mrazáku dvě hodiny před započítáním prvního experimentu a rozmraženo za pokojové teploty. Až těsně před samotným experimentem bylo sérum zahřáto na požadovaných 37 °C, jak již bylo zmíněno. Samotný experiment probíhal tak, že kyvadlo bylo vychýleno do úhlu 16° a z této polohy vypuštěno. Zároveň s prvním měřením byly zapnuty stopky a vždy po třech minutách byl experiment zopakován, celkem desetkrát. Proces vyhodnocování měření byl již popsán v kapitole 4.1.1.

**Postup měření - mazací film:**

1. Výběr vhodných kloubních komponent
2. Měření drsnosti povrchu u obou komponent
3. Vyčistit kloubní komponenty
  - a. opláchnout destilovanou vodou
  - b. osušit papírovým ubrouskem
  - c. vyčistit v 1% SDS (sodiumdodecylsulfát)
  - d. opláchnout destilovanou vodou
  - e. osušit papírovým ubrouskem
  - f. očistit izopropylalkoholem
4. Usadit jamku a zahájit vyhřívání (čas 0.00 hod.)
5. Vytáhnou hovězí sérum z mrazáku (čas 0.00 hod.)
6. Instalovat kameru, připravit snímač úhlové rychlosti (čas 1.00 hod.)
7. Kalibrace s malou kuličkou (čas 1.30 hod.)
8. Vyčistit jamku (viz instrukce čištění) (čas 1.40 hod.)
9. Usadit jamku, vložit hlavici (čas 1.45 hod.)
10. Vlastní experiment (čas 2.15 hod.)
  - a. Aplikace BS
  - b. Zatížení
  - c. Pořízení snímku se zatíženým kontaktem (čas 2.16.30 hod.)
  - d. Spustit snímač úhlové rychlosti a kameru
  - e. Zapnou pohon kyvadla po dobu 3.30 min.
  - f. Samovolný dokmit kyvadla
11. Vyhodnocení
  - a. Vyhodnotit interferogramy
  - b. Zanést hodnoty do grafu
  - c. Měření drsnosti povrchu
  - d. Měření geometrie – 3D sken ATOS

Podmínky experimentu při měření mazacího filmu jsou podobné jako u měření součinitele tření. Kloubní pár je taktéž vyhříván na teplotu 37 °C tak, aby podmínky reflektovaly teplotu lidského těla. Z důvodu velmi náchylné vrstvy chromové povlaku vůči sedření je aplikované zatížení pouze kolem 500 N. Tato hodnota je experimentálně zjištěna z dřívějšího výzkumu, kdy nedojde k předčasnému poškození povlaku na jamce. Jako u měření součinitele tření, tak i tady je zatížení v čase konstantní a zacházení s hovězím sérem je taktéž totožné. Zkoumaná kontaktní oblast je nasvícena přes objektiv mikroskopu bílým halogenovým světlem, které v kontaktu vytváří kolorimetrickou interferometrii. Jak již bylo zmíněno, tak pro záznam kontaktní oblasti je využívána vysokorychlostní kamera Phantom v710 s rozlišením 656x656 pixelů při vzorkovací frekvenci 120 snímků za sekundu. Tyto parametry jsou určeny z požadované délky záznamu kolem čtyř a půl minut.



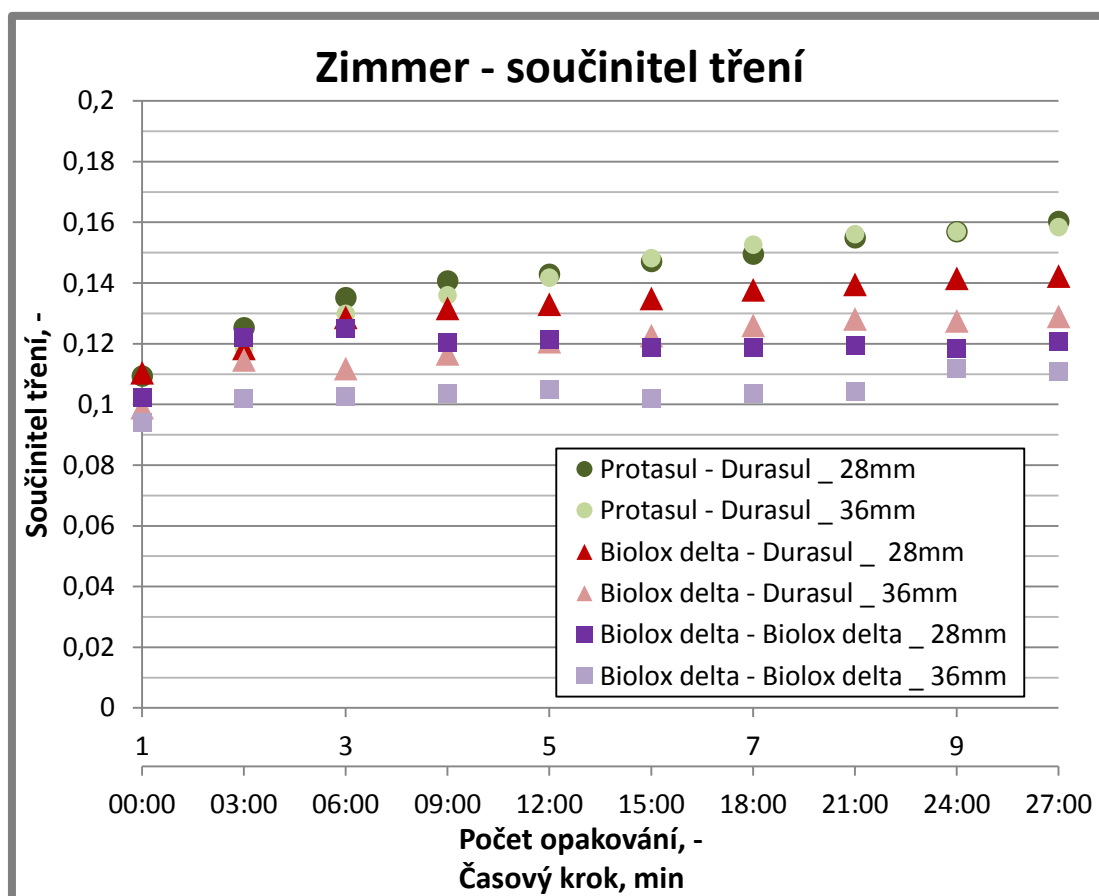
## 5 VÝSLEDKY

5

### 5.1 Součinitel tření

5.1

Měření součinitele tření proběhlo na již popisovaném experimentálním zařízení, kdy výsledky z první série měření byly následně ověřeny druhým měřením. Druhé opakovací měření nevykazovalo zásadní odchylky od prvního měření. Prezentovaná data jsou výsledkem aritmetického průměru z obou měření. Jak již bylo výše zmíněno, tak součinitel tření byl naměřen pro tři materiálové kombinace o dvou různých průměrech a pro dva výrobce. Materiálová kombinace kov-polyetylen je vždy označena v grafu symbolem kolečka, kloubní pár keramika-polyetylen symbolem trojúhelníku a pár keramika-keramika značkou čtverce. Každé materiálové kombinaci je navíc přiřazena barva, která v závislosti na velikosti kloubního páru mění svoji intenzitu. Tmavý odstín určuje průměr kloubního páru 28 mm a světlejší odstín průměr 36 mm. V každém grafu je navíc zobrazena legenda pro snazší orientaci. Výsledky byly zaneseny do grafů, kdy součinitel tření je vynášen v závislosti na počtu opakování, respektive na čase. Pro samotné porovnání jednotlivých materiálových kombinací a průměru je využito desáté měření, které reprezentuje ustálený stav. Pro praktičtější využití naměřeného součinitele tření na velikosti kloubního páru jsem přistoupil k přepočtu součinitele tření na moment třecí síly, do jehož výpočtu vstupují oba parametry. Moment třecí síly je vypočítán pouze pro hodnoty součinitele tření z desátého měření.

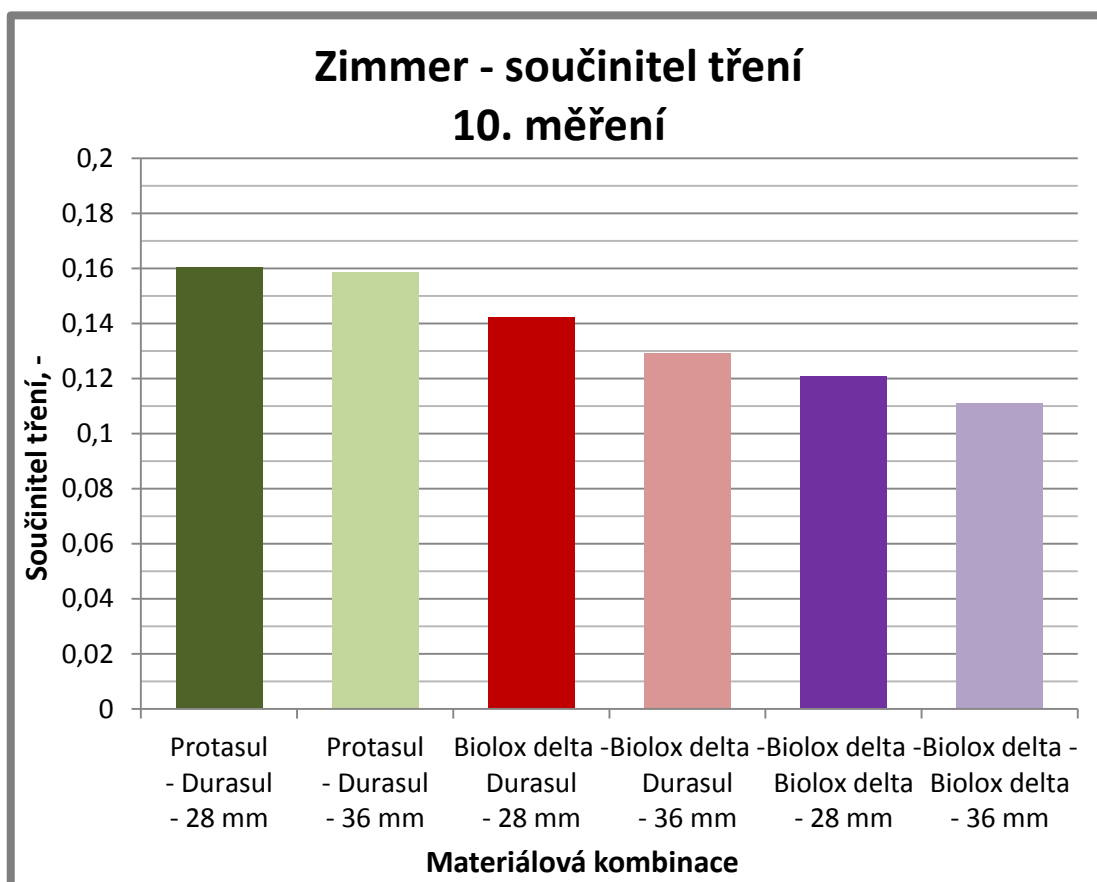


Graf 5-1 Zimmer - součinitel tření

Kovové kloubní páry Protasul - Durasul (CoCrMo- vysokosíťovaný UHMWPE) vykazují nejvyšší součinitel tření ze všech použitých párů. Součinitel tření má stoupající trend, který se kolem hodnoty 0,16 ustaluje. V průběhu měření se průběh součinitele tření u obou velikostí vzájemně prolíná a jeho průběh je téměř totožný.

Kloubní páry Biolox delta – Durasul ( $\text{Al}_2\text{O}_3 + \text{ZrO}_2$  – vysokosíťovaný UHMWPE) mají nižší součinitel tření oproti materiálové kombinaci kov-polyetylen. Taktéž můžeme pozorovat stoupající trend ze začátku měření, avšak ustáleného stavu dosáhnou mnohem rychleji než páry kov-polyetylen.

Nejnižší součinitel tření vykazuje materiálová kombinace Biolox delta - Biolox delta, u které je součinitel tření menší, než u ostatních testovaných párů. Po počátečním rozkmitu naměřených hodnot se součinitel tření velmi rychle ustálí na téměř konstantních hodnotách.



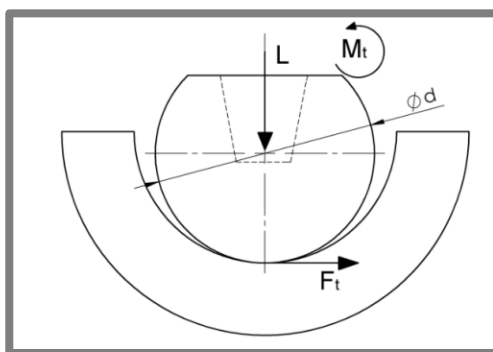
Graf 5-2 Zimmer -součinitel tření, 10. měření

Jak je vidět z graf 5-2, tak součinitel tření klesá při použití většího průměru kloubního páru a také se liší v závislosti na použitém materiálu kloubních komponent. Nejvyšších součinitelů tření dosahují materiálové kombinace kov-polyetylen a to až 0,16. Následuje kombinace keramika-polyetylen, která vykazuje součinitel tření pohybující se kolem hodnot 0,13. Nejnižší součinitel tření však vykazuje tvrdá materiálová kombinace keramika-keramika, kdy součinitel tření dosahuje nízkých hodnot kolem 0,11 až 0,12. Použitý materiál má daleko větší vliv na součinitel tření než samotný průměr kloubního páru. Při použití větších kloubních dvojic dochází k určité redukci



velikosti součinitele tření. U výrobce Zimmer je součinitel tření menší při použití většího kloubního páru u všech materiálových kombinací. Rozdíl mezi součinitelem tření u páru kov-polyetylen je velice malý a kvůli malému statistickému vzorku jej můžeme prohlásit za zanedbatelný. U dalších dvou materiálových kombinací je rozdíl patrnější a pohybuje se kolem jedné setiny. Tento rozdíl je natolik velký, že můžeme prohlásit, že při použití kloubního páru o velikosti 36 mm dojde k prokazatelnému snížení součinitele tření.

Pro porovnání součinitele tření v závislosti na průměru kloubního páru jsem využil přepočet těchto veličin na třecí moment. Jak již bylo zmíněno v kap. 2.1.2, tak velikost třecího momentu má zásadní vliv na případné vykloubení kloubní náhrady z uložení.

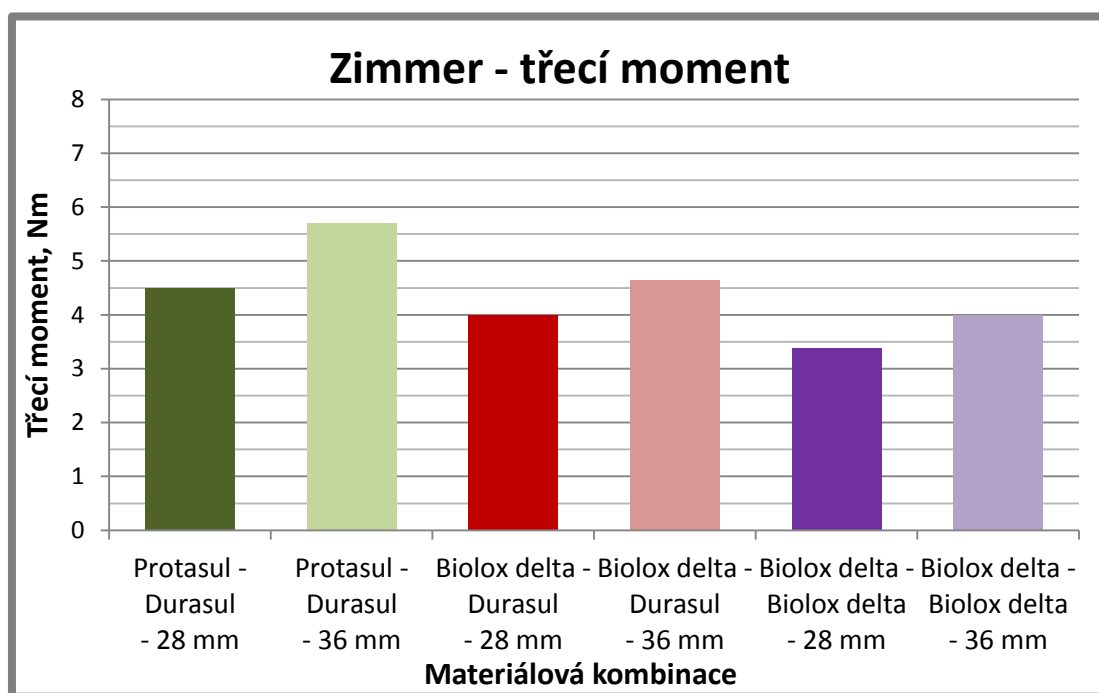


Obr. 5-1 Schéma třecího momentu

Velikost třecího momentu  $M_t$  [Nm] lze spočítat ze vztahu:

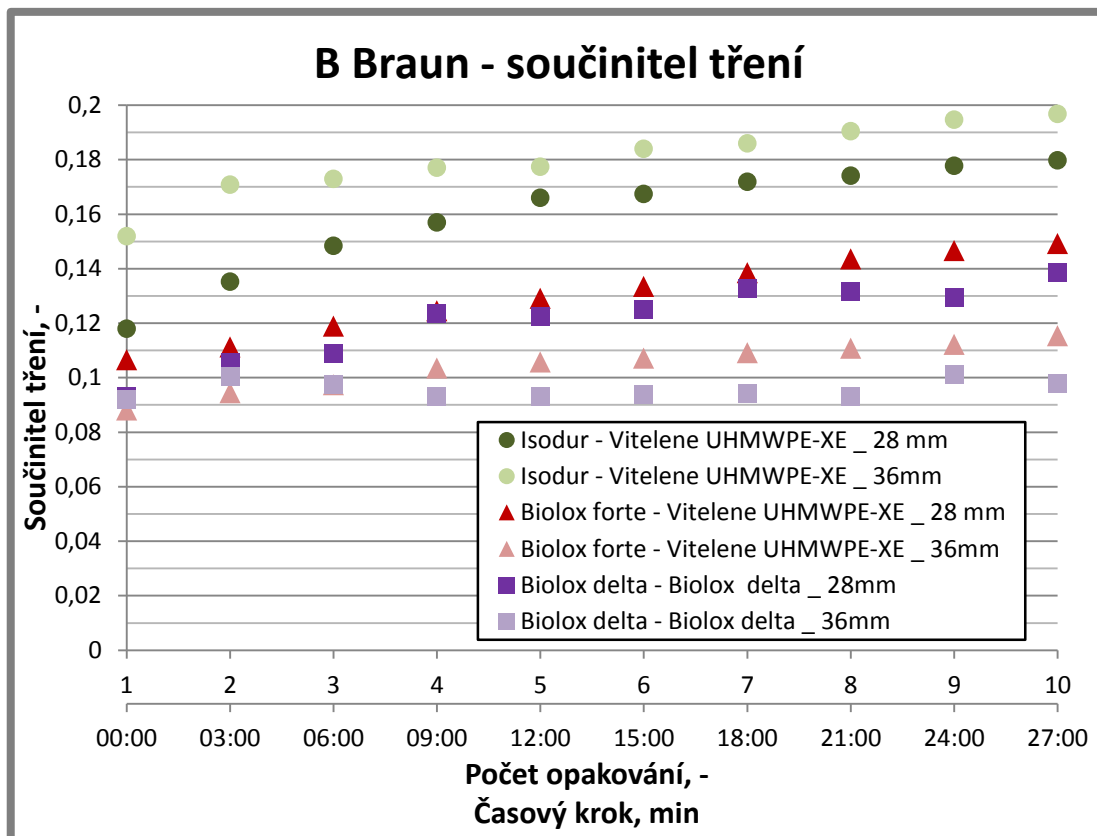
$$M_t = F_t * \frac{d}{2} = L * f * \frac{d}{2}$$

kde  $L$  [N] je velikost normálového zatížení,  $f$  [-] je součinitel tření a  $d$  [m] je nominální průměr kloubní náhrady.



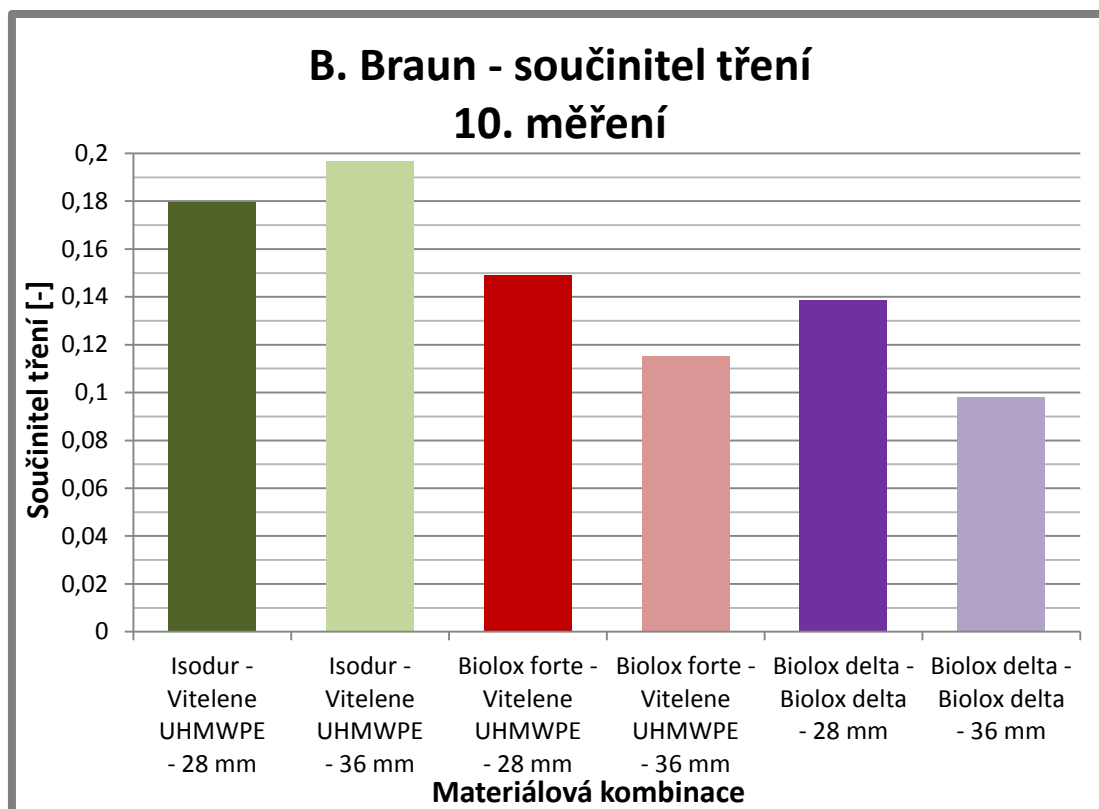
Graf 5-3 Zimmer - třecí moment

Rozdíly v součinitelích tření mezi průměry 28 mm a 36 mm nejsou až tak zásadní, což lze vidět z graf 5-3, kde pozorujeme zvýšení třecího momentu u větších kloubních párů. Tento nárůst je způsoben podstatnějším vlivem velikosti kloubního páru, než velikostí součinitele tření. Z grafu je zřetelně patrné, že menší průměry kloubních párů u všech materiálových kombinací vykazují menší hodnoty momentu třecí síly.



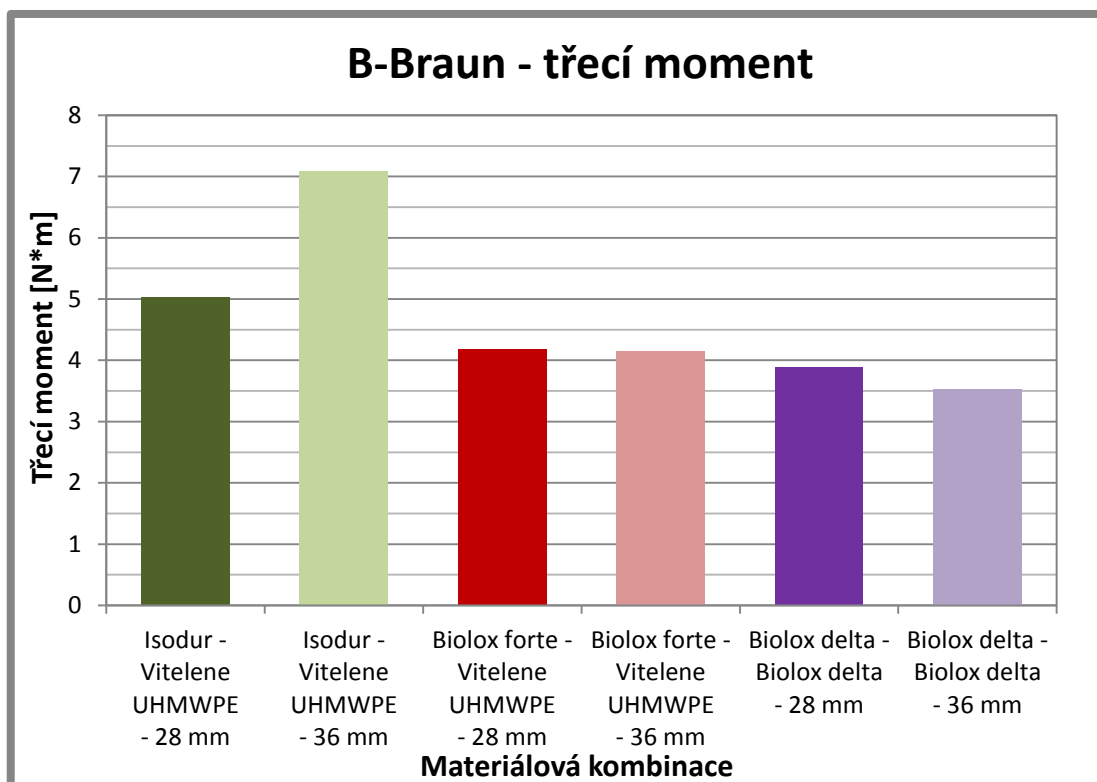
Graf 5-4 B. Braun - součinitel tření

Jak u předchozího výrobce, tak i zde můžeme pozorovat to, že materiálová kombinace kov-polyetylen (Isodur – Vitelene UHMWPE-XE) vykazuje nejvyšší součinitel tření a v závislosti na čase také roste. K úplnému ustálení nedojde ani po desátém měření, avšak je patrné, že směrnice trendu rapidně klesá již od pátého opakování. Pak následují páry keramika-polyetylen (Biolog forte – Vitelene UHMWPE-XE), do kterých se prolíná průběh součinitelů tření u párů keramika-keramika (Biolog delta – Biolog delta) v závislosti na použitém průměru kloubního páru. Součinitel tření u kloubních párů keramika-polyetylen se v průběhu měření ustaluje, avšak stejně jako u předešlé materiálové kombinace nedojde k úplnému ustálení. Keramické kloubní páry vykazují celkem ustálený stav již po čtvrtém opakování.



Graf 5-5 B. Braun - součinitel tření, 10. měření

Největší vliv na součinitel tření má volba materiálové kombinace, kdy při použití páru kov-polyetylen dosahuje součinitel tření hodnot téměř 0,2. Zde se také vyskytuje jev, že větší průměr vykazuje větší součinitel tření. Tuto závislost jsem u žádného jiného kloubního páru nepozoroval. Tuto situaci si vysvětluji tím, že byl použit malý statistický vzorek, kdy byl zkoumán pouze jeden kloubní pár, který byl však dvakrát naměřen. Materiálová kombinace keramika-polyetylen vykazuje součinitel tření se značným rozptylem v závislosti na použité velikosti, kdy se hodnoty pohybují od 0,11 až 0,15. U větší kloubní náhrady je součinitel tření menší než u menší, tak jak tomu bylo u většiny zkoumaných vzorků. Nejnižší součinitel tření je zaznamenán při použití keramického kloubního páru o průměru 36 mm, který dosahuje hodnot pod hranicí 0,1. U průměru 28 mm je součinitel tření poněkud větší a dosahuje hodnot k 0,14. Při použití této materiálové kombinace a průměru je většinou dosahováno nižšího tření než v mém případě. Pro zcela objektivní měření je zde použit malý statistický vzorek.



Graf 5-6 B. Braun - třecí moment

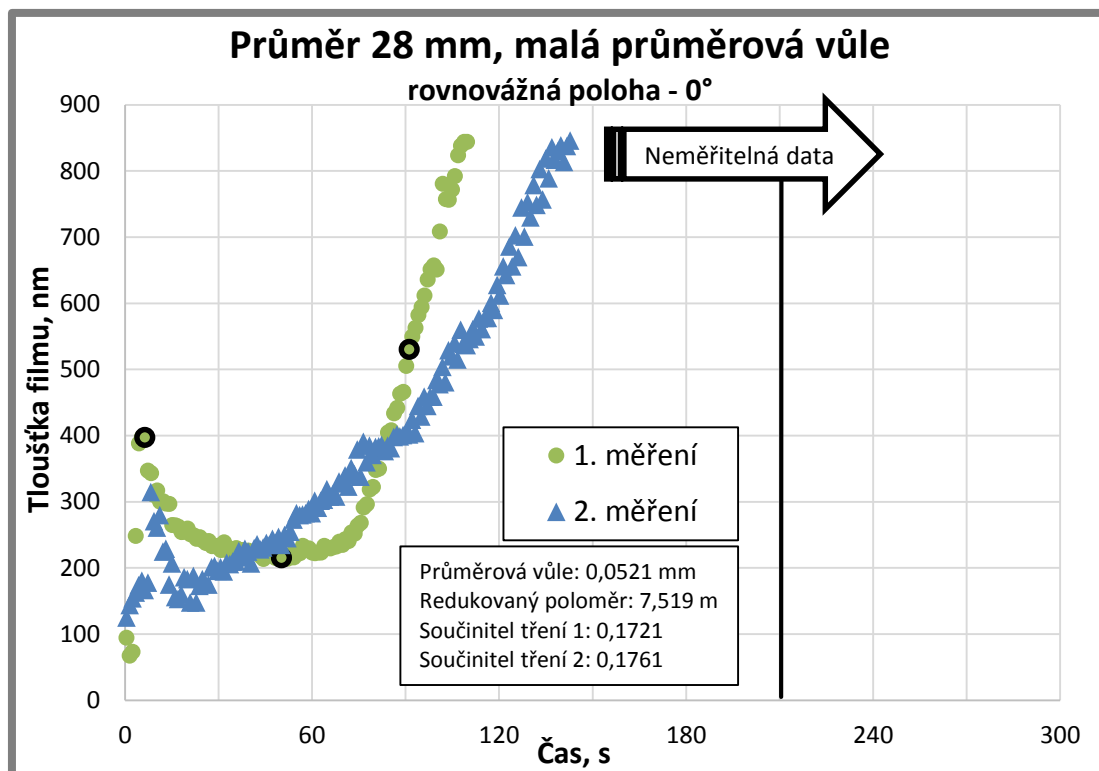
U kloubních párů keramika-polyetylen a keramika-keramika pozorujeme velice malé rozdíly ve velikosti třecího momentu mezi velikostí (28 a 36) mm. To je hlavně způsobeno tím, že rozdíly v součiniteli tření u průměru (28 a 36) mm byl docela velký a zvětšení ramena třecí síly vlivem zvětšení průměru tyto rozdíly vyrovnává. Třecí moment se pohybuje kolem hodnot 4 Nm. Větší rozdíly jsou patrné při kombinaci kov-polyetylen, kde se moment u průměru 36 mm pohybuje kolem 7 Nm a u průměru 28 mm je o více než 2 Nm menší.

## 5.2 Tloušťka mazacího filmu

Při měření tloušťky mazacího filmu jsem se zaměřil na dlouhodobější testy, kdy jsem využil nově vylepšeného simulátoru kyčelního kloubu, který byl osazen aktivním pohonem. Po prvním experimentálním měření byl stanoven čas pohybu kyvadla na tři a půl minuty s tím, že následně budou motory odpojeny a bude zaznamenán také útlum pohybu. Vypnutí motorů je v grafech vyznačeno silnou černou čarou. Z naměřeného útlumu pak byl vyhodnocen součinitel tření. Podmínky experimentu se všemi náležitostmi byly popsány v kapitole 4.3.

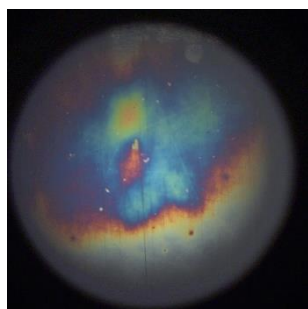
Pro tenhle typ experimentu byly také vyrobeny speciální skleněné kloubní jamky ze skla BK7 o nominálních průměrech (28 a 36) mm. Navíc byly u každého průměru jamky vyrobeny dvě varianty s rozdílným tolerančním polem tak, abychom byli schopni nasimulovat různé velikosti průměrových vůlí (anglicky clearance). Z důležitých bodů v grafech jsou vyneseny jednotlivé interferogramy, které názorně ukazují mechanismy vzniku mazací vrstvy. Tyto body jsou v grafech označeny černě ohraničenými okraji.

Jako první byl naměřen kloubní pár o nominálním průměru 28 mm s malou průměrovou vůlí, která měla velikost 52  $\mu\text{m}$ . Chromový povlak na kloubní jamce nebyl po prvním měření kriticky poškozen, tudíž druhé měření bylo provedeno na stejné jamce, ale s novou hlavicí. Výsledky obou měření v rovnovážné poloze jsou vyneseny do graf 5-7.

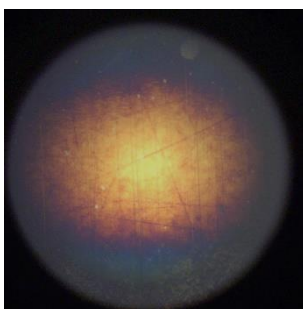


Graf 5-7 Mazací film, průměr 28 mm, malá průměrová vůle, rovnovážná poloha

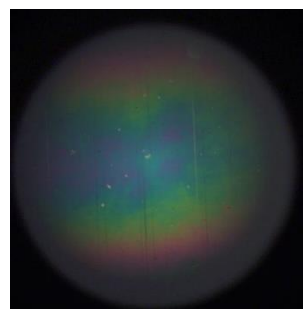
V grafu je znázorněn jak vývoj tloušťky mazacího filmu na hlavní svislé ose, tak i hodnota tečné rychlosti (skluzové rychlosti) na ose vedlejší. Tloušťka mazacího filmu na začátku měření vzroste k hodnotám (300 – 400) nm, následně spadne k hodnotě 200 nm a pak začne růst. V případě prvního měření ještě kolem hodnoty 200 nm pozorujeme ustálení mazacího filmu po dobu asi 60 sekund s následným strmým nárůstem tloušťky filmu. Po 110 sekundách dojde k překročení hranice cca 850 nm, kdy tloušťka filmu již není kolorimetrickou interferometrií měřitelná. Ke stejné situaci dojde i v případě druhého měření, kdy dojde k překročení této hranice až po cca 140 sekundách. Nárůst filmu je v tomto případě trochu pomalejší.



č. 7; čas 6,35 s

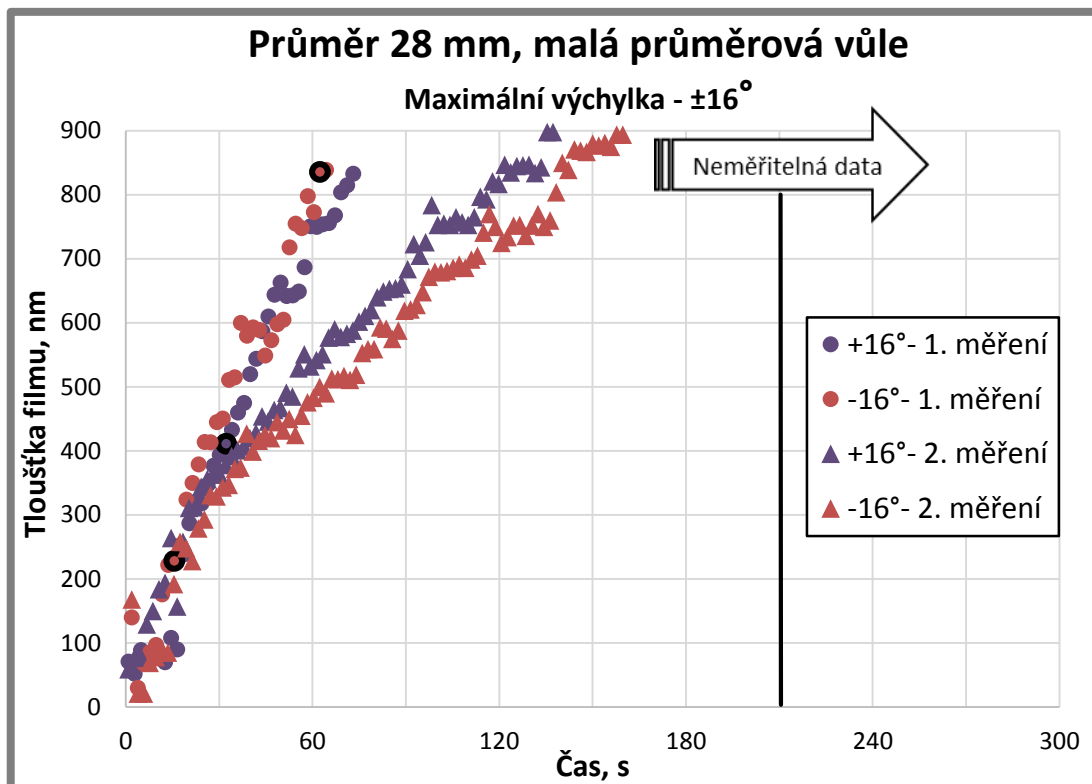


č. 52; čas 50,22

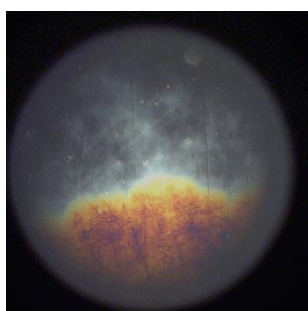


č. 94; čas 91,17 s

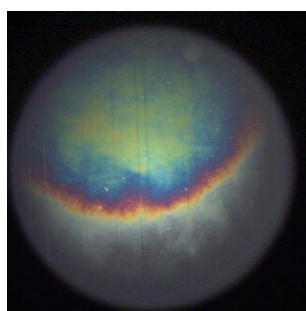
Tloušťka filmu v amplitudách (viz graf 5-8) při prvním měření stoupá téměř lineárně a již po cca 70 sekundách dosáhne neměřitelných hodnot. Tloušťky v mínusových a plusových amplitudách se od sebe mírně odchyľují. Větší odchylky můžeme pozorovat při druhém měření, kde i směrnice trendu je nižší a neměřitelných hodnot dosáhneme až po 150 sekundách.



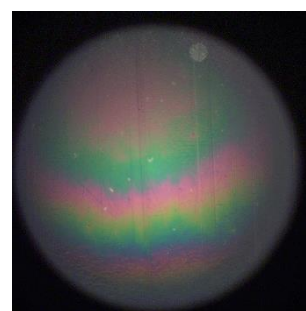
Graf 5-8 Mazací film, průměr 28 mm, malá průměrová vůle, maximální výchylka



č. 14; čas 13,66 s



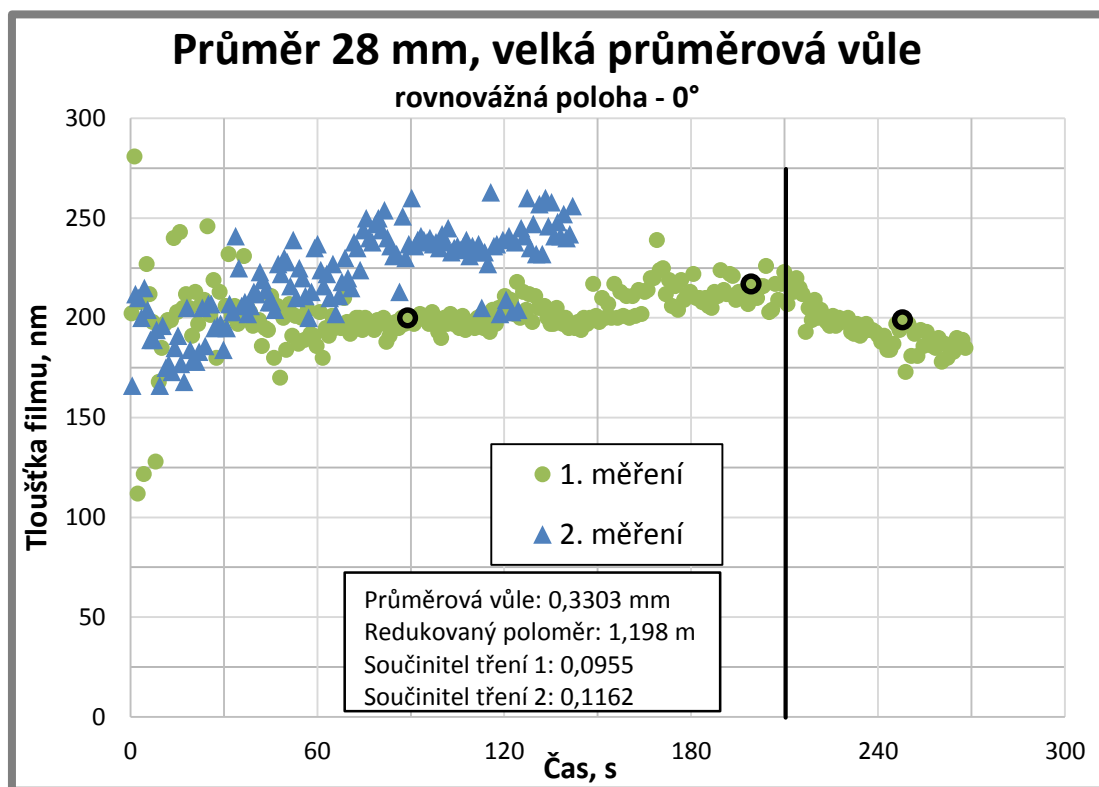
č. 28; čas 27,32 s



č. 66; čas 64,36 s

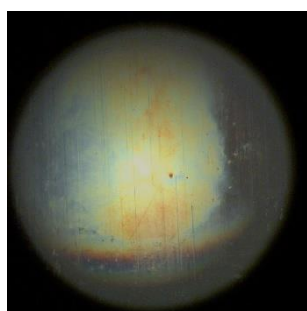
Vývoj mazacího filmu v maximálních výchylkách je specifický a vyhodnocení tloušťky není jednoznačné. V závislosti na tom, na kterou stranu je kyvadlo vychýleno, je do pozorované oblasti vsunut shluk proteinů, který se v průběhu měření zvětšuje a zhomogenizuje po celé pozorované oblasti, až pak není jednoznačně zřetelné, na kterou stranu bylo kyvadlo vychýleno. Na prvním interferogramu je jasně vidět vsunutí proteinů z polohy  $-16^\circ$ , druhý interferogram znázorňuje pohyb z úhlu  $+16^\circ$  a na třetím interferogramu již není jednoznačně vidět, z kterého směru je snímek pořízen.

Vývoj tloušťky mazacího filmu v rovnovážné poloze u průměru 28 mm s velkou průměrovou vůlí je velice rozdílný od předešlého měření a je vynesena v graf 5-9.

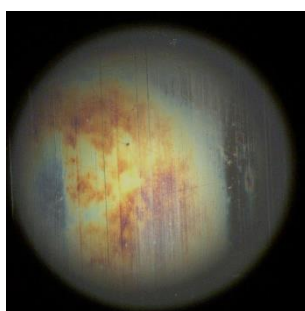


Graf 5-9 Mazací film, průměr 28 mm, velká vůle, rovnovážná poloha

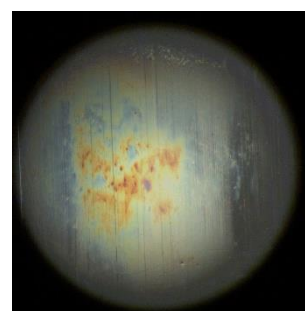
Mazací film se již od začátku měření ustálil na tloušťce 200 nm, kde se držel po celou dobu měření, po zastavení aktivního pohonu se ještě zmenšil.



č. 94; čas 90,95 s



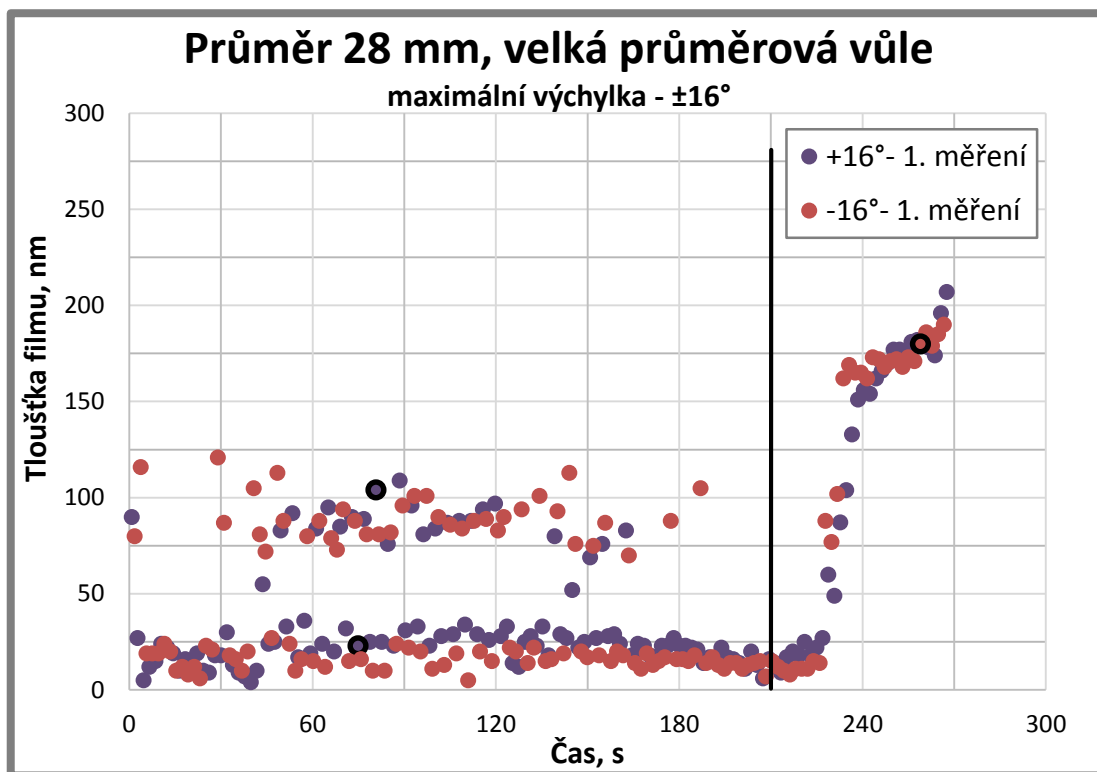
č. 205; čas 199,17



č. 257; čas 249,72 s

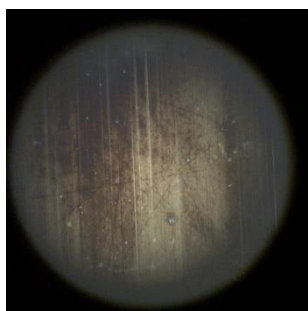
Z přiložených interferogramů je patrné, že film se mění pouze nepatrně. Mazací vrstva není dostatečná na to, aby třecí povrchy oddělila po celou dobu cyklu, tudíž vzniká poškození chromové vrstvy patrné hlavně z interferogramu č. 257. Jelikož jsem neměl k dispozici druhou skleněnou jamku se stejnou geometrií, byla pro druhé měření využita stejná jamka. Druhé měření na začátku měření vykazuje velice podobné chování jako první měření, ale od 140. sekundy se nejspíš vlivem přílišného poškození chromové vrstvy projevil nárůst tloušťky filmu. Již od 160. sekundy bylo vyhodnocení znemožněno kvůli úplnému zničení chromové vrstvy. Součinitel tření vyhodnocen z útlumu kývání je velice nízký a pohybuje se kolem hodnoty 0,1. V porovnání se

stejným průměrem, ale s malou vůlí je rozdíl v součiniteli tření téměř dvojnásobný. Z toho jasně plyne, že na součinitel tření mají značný vliv usazené proteiny na površích kloubních náhrad.

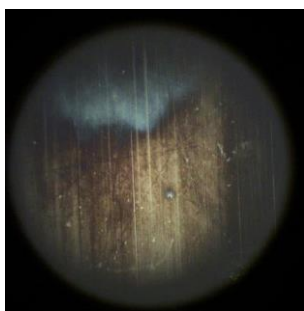


Graf 5-10 Mazací film, průměr 28 mm, velká vůle, maximální výchylka

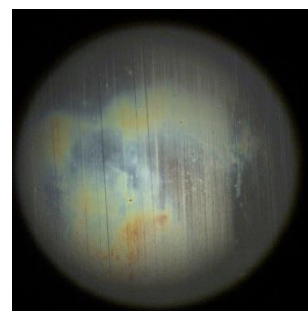
V graf 5-10 je vidět utváření mazacího filmu v maximálních výchylkách pouze při prvním měření, jelikož při druhém měření nebyla mazací vrstva měřitelná.



č. 77; čas 74,87 s



č. 83; čas 80,72 s

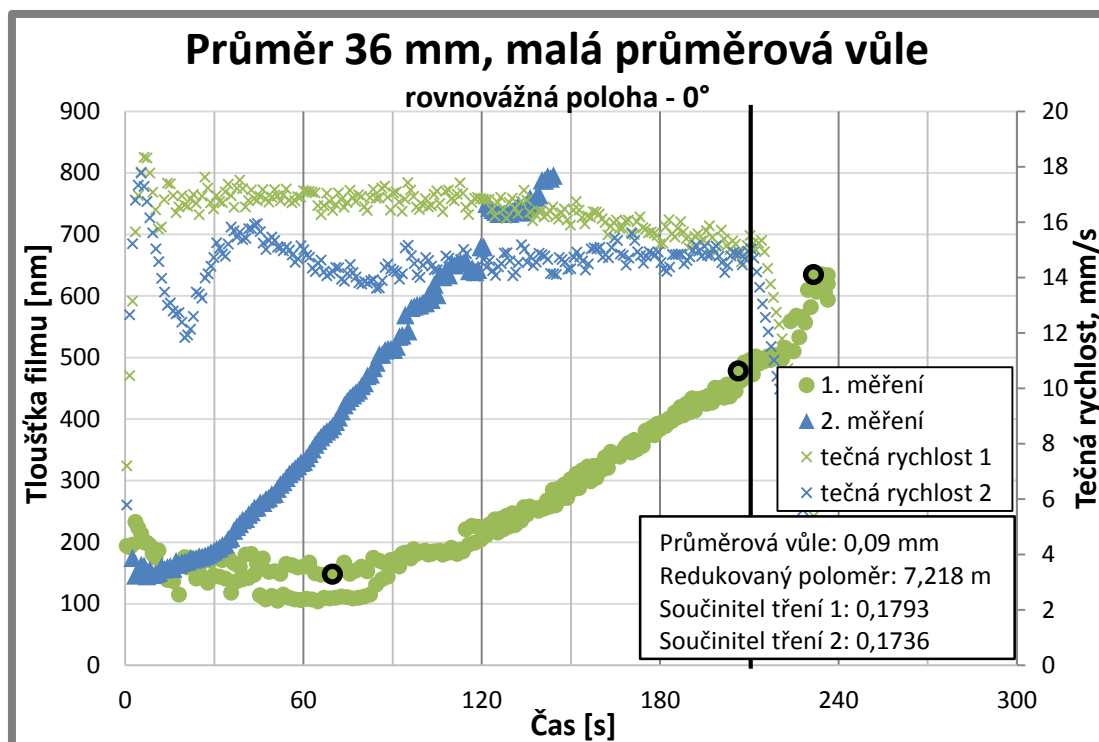


č. 266; čas 258,92 s

Z přiložených interferogramů je patrné, že tloušťka mazací vrstvy je ovlivněna náhodným výskytem proteinového shluku procházejícím kontaktem a pohybuje se v rozmezí 0 až 100 nm po celou dobu aktivního pohonu kyvadla. V okamžiku vypnutí motorů dochází k nárůstu proteinového filmu až k hodnotám 200 nm.

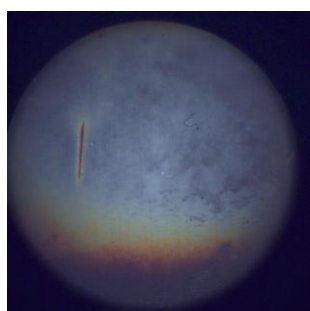
Největší odchylky od prvního a druhého měření byly zaznamenány u průměru 36 mm s malou průměrovou vůlí, kde u druhého měření byl nastaven menší úhel výkmitu a tím i menší tečná rychlost povrchů.



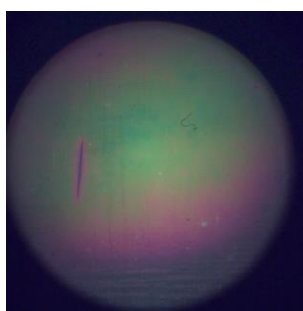


Graf 5-11 Mazací film, průměr 36 mm, malá vůle, rovnovážná poloha

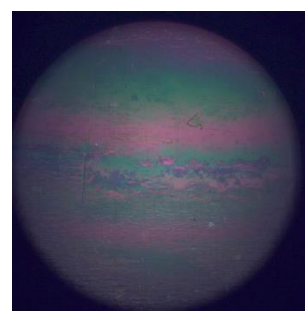
Při prvním měření byl vývoj mazacího filmu velice pomalý, kdy po delší ustálené části došlo k pomalému růstu tloušťky mazacího filmu. Růst byl tak pomalý, že ani do okamžiku vypnutí motorů nedošlo k jeho ustálení a pohyboval se kolem 500 nm. Po vypnutí motorů a následném útlumu tloušťka filmu dosáhla až 650 nm. Druhé měření vykazuje prudký nárůst tloušťky filmu již od začátku měření a po 140 sekundách dosahuje hodnot kolem 800 nm, kde už odečítání hodnot není přesné a je spekulativní, zda se hodnota tloušťky filmu ustálila kolem těchto hodnot, nebo dále rostla. Určitý vliv na formování mazacího filmu může mít tečná rychlost povrchů, vynesená na vedlejší svislé ose, kdy při prvním měření se rychlost pohybovala kolem 17-18 mm/s a při druhém měření kolem 15 mm/s. U měření s ostatními kloubními páry byla tečná rychlost v obou opakováních shodná.



č. 72; čas 69,76 s

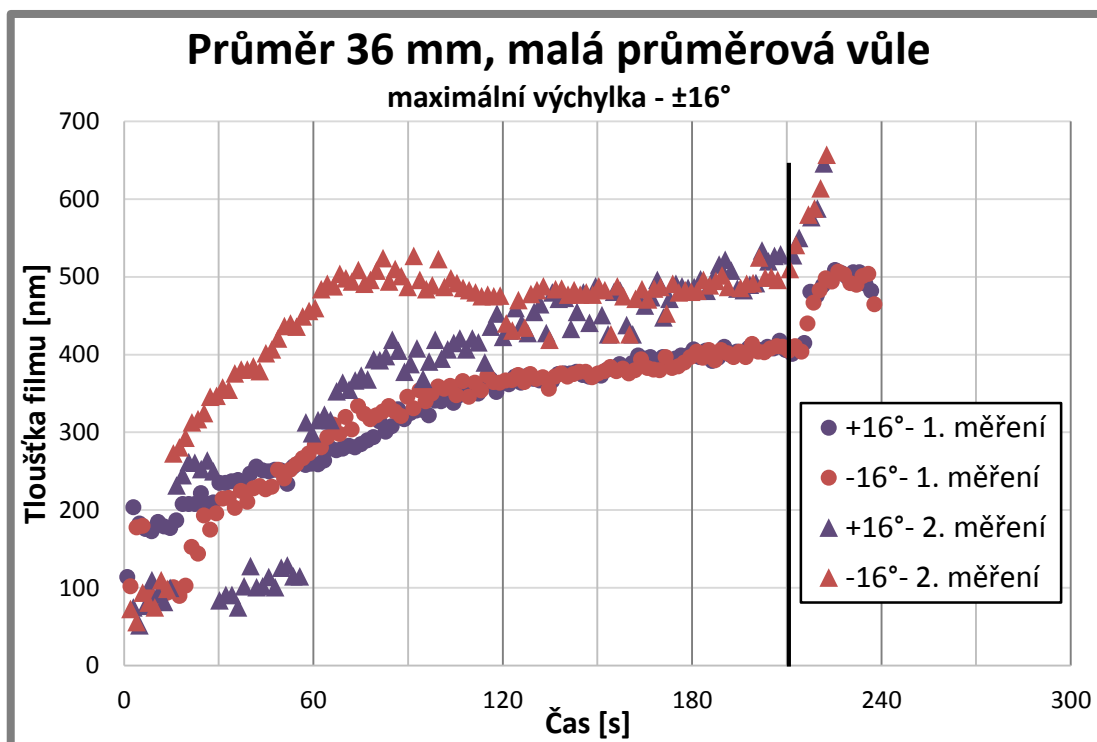


č. 212; čas 206,34



č. 238; čas 231,61 s

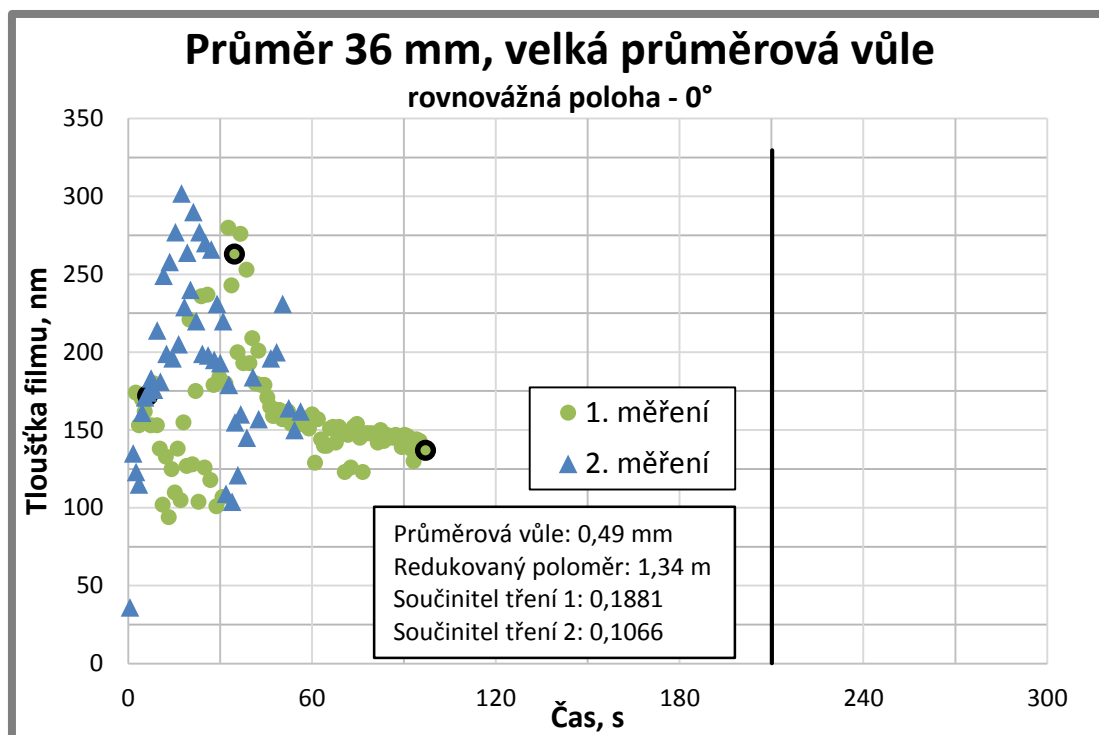
Postup utváření mazacího filmu při prvním měření je názorně vidět na přiložených interferogramech.



Graf 5-12 Mazací film, průměr 36 mm, malá vůle, maximální výchylka

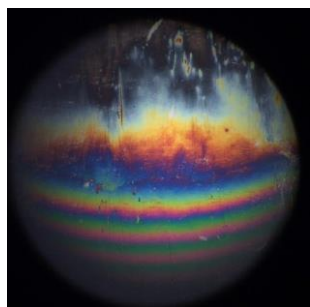
Tak jako v rovnovážné poloze, tak i zde je patrný rozdíl mezi prvním a druhým měření. V prvním měření se tloušťka mazacího filmu po dobu aktivního pohonu ustálí na hodnotě 400 nm a po vypnutí pohonu dále roste. Hodnoty tlouštěk v plusových i minusových amplitudách jsou velice podobné. Při druhém měření je trend vývoje filmu podobný, ale hodnota tloušťky se ustálí až kolem 500 nm. Při vypnutí pohonu tloušťka také stoupá.

K největšímu poškození jamky došlo při použití skleněné jamky o průměru 36 mm s velkou průměrovou vůlí, kde již při prvním měření po uplynutí 100 sekund nebylo možné data vyhodnotit. Proto musela být pro druhé měření použita zcela nová jamka, která se však také po velmi krátké době opotřebovala a naměřených dat je ještě méně. Poškození chromového povlaku je způsobeno nedostatečnou vrstvou mazacího filmu mezi povrchy v kontaktu.

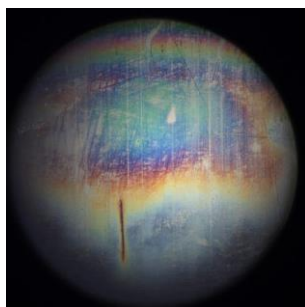


Graf 5-13 Mazací film, průměr 36 mm, velká vůle, rovnovážná poloha

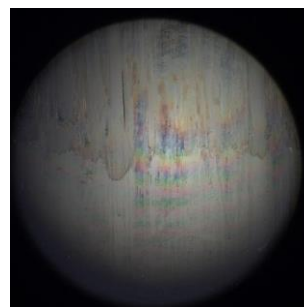
Při obou měřeních je průběh formování mazacího filmu velice podobný. Na začátku dojde k vytvoření mazacího filmu o tloušťce až kolem 300 nm, následuje strmý pád a ustálení hodnot kolem 150 nm. Při prvním měření jsou snímky vyhodnotitelné po dobu zhruba 100 sekund, pak dojde k úplnému sedření chromové vrstvy. Při druhém měření je situace ještě horší, kdy hodnoty jsou nečitelné již po 60 sekundách.



č. 7; čas 6,38 s

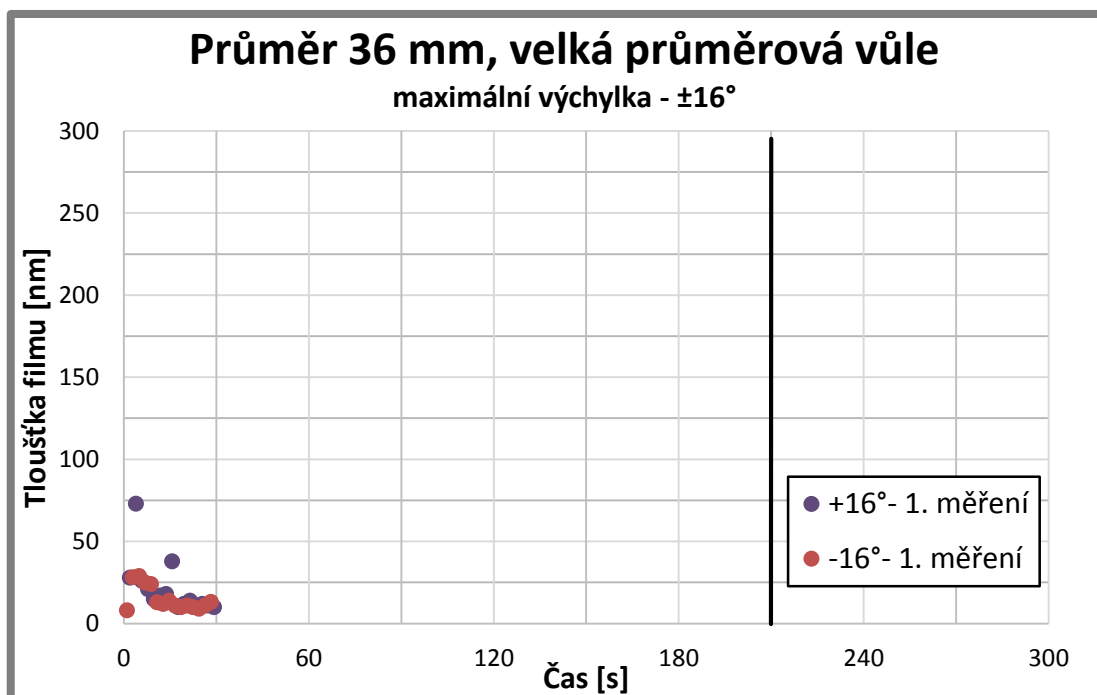


č. 36; čas 34,65



č. 137; čas 97,05 s

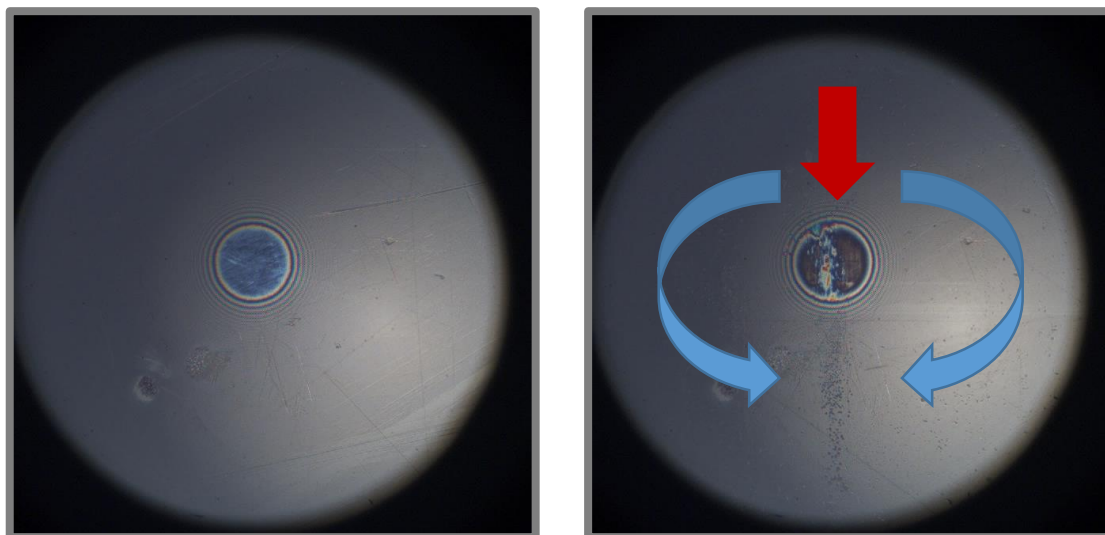
V maximálních výchylkách jsou hodnoty tloušťky mazacího filmu nulové v obou případech měření. Záznam z prvního měření je naznačen v graf 5-14, kde kromě několika málo bodů je tloušťka téměř nulová. Po 30 sekundách bylo vyhodnocování ukončeno z důvodů velkého poškození. Při druhém měření byla tloušťka filmu v maximálních výchylkách nulová a téměř okamžitě po zahájení testů nevyhodnotitelná, proto ani nebyla zaznamenána v grafu.



Graf 5-14 Mazací film, průměr 36 mm, velká vůle, maximální výchylka

### 5.2.1 Tloušťka mazacího filmu přes optický průzor

V konfiguraci při použití optického průzoru jsou výsledky spekulativní. Zkušební test byl proveden s průzorem o průměru 5 mm a při stejném zatížení jako ostatní experimenty zkoumající utváření mazacího filmu, tedy cca 550 N.



Obr. 5-2 Optický průzor a) statický snímek, b) průchod proteinů

Na obr. 5-2 a) je znázorněn statický snímek po zatížení, kde kontaktní oblast má průměr pouze 0,45 mm. Zorné pole objektivu má průměr 3,2 mm a průměr optického průzoru je 5 mm, tudíž jeho okraj není na snímku vidět. Ze záznamu je však patrný prostup proteinových shluků přes kontaktní oblast. Tento prostup je na obr b) naznačen

červenou šipkou. Kolem kontaktu však protéká velké množství proteinů naznačených dvojicí modrých šipek. Konfigurace zkušební aparatury je v tomto případě ball-on-disk a výsledky zde dosažené nepřináší kýžený efekt.

---

## 6 DISKUZE

---

### 6.1 Součinitel tření

V rámci mé diplomové práce byl zkoumán především vliv velikosti kloubní náhrady na velikost součinitele tření. K tomu jsem využil tři materiálové kombinace od dvou výrobců a kloubní náhrady o průměru (28 a 36) mm. Nutno podotknout, že na součinitel tření má vliv hned několik vzájemně se ovlivňujících faktorů. Asi nejdůležitějším faktorem je režim mazání, který je ovlivněn jak drsností povrchu třecích ploch, tak i průměrovou vůlí. Dalšími faktory ovlivňující režim mazání je vlastní velikost kloubní náhrady a také schopnost povrchu adherovat na svůj povrch proteiny obsažené v mazivu.

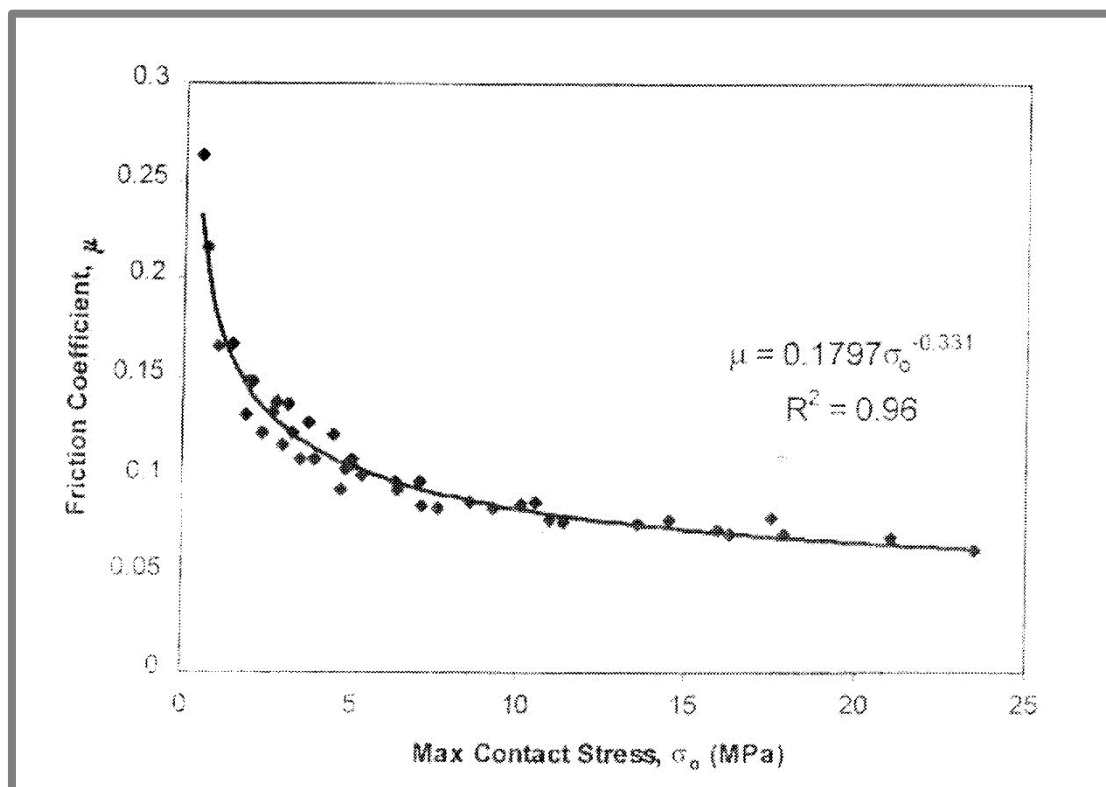
Na všech kloubních komponentách byla před měřením detailně změřena drsnost povrchu. Obecně lze říci, že výsledky korespondovaly s drsnostmi povrchů uvedenými ve člancích [23, 29, 34, 47]. U polyetylenových komponent se drsnost pohybovala ve stovkách nanometrů až v jednotkách mikrometrů. Tato drsnost je způsobena technologií výroby. Naproti tomu byla u keramických a kovových komponent pozorována velmi malá drsnost povrchu v řádu jednotek nanometrů. Velmi jemný povrch je zárukou toho, že špičky nerovností na površích nebudou v kontaktu spolu interagovat, jelikož budou dostatečně malé na to, aby byly odděleny mazacím filmem. Těchto podmínek bylo nejspíše dosaženo při použití pouze materiálové kombinace keramika-keramika. U ostatních kloubních párů v kombinaci s polyetylenovou jamkou je drsnost povrchu jamky natolik velká, že oddělení třecích povrchů mazacím filmem je nemožné.

Dalším faktorem ovlivňujícím součinitel tření je velikost průměrové vůle. Přítomnost průměrové vůle je důležitá, neboť přes ni dochází ke vtahování maziva do kontaktu. Při velmi malé průměrové vůli dochází k omezení tohoto procesu a součinitel tření stoupá. Naproti tomu při velké průměrové vůli dochází ke zmenšování poloměru dotyku a ke zvyšování Hertzova tlaku. U tvrdých kloubních párů je velikost průměrové vůle malá, v řádu desítek mikrometrů, u měkkých párů je velikost průměrové vůle v řádu desetin milimetru. To je dáno opět technologií výroby. Se zvětšováním kloubních náhrad také roste velikost průměrové vůle. To bylo ověřeno vlastním měřením a rešerší článků [23, 29, 34, 40].

Vlastní velikost kloubního páru nemá značný vliv na součinitel tření. U kloubních párů kov-polyetylen je tento vliv téměř zanedbatelný u obou výrobců. U dalších materiálových kombinací došlo vždy ke snížení součinitele tření při použití většího průměru kloubní náhrady. Tento pokles je v řádu desetin. U výrobce Zimmer jsou tyto rozdíly méně patrné než u výrobce B. Braun. Snížení součinitele tření je nejspíš způsobeno změnou podmínek mazání.

Vliv změny součinitele tření na velikosti kloubního páru bylo do dnešní doby popsáno hlavně pro materiálovou kombinaci kov-kov a zabývali se tím autoři [32, 34, 36]. Neměl jsem možnost prozkoumat tento typ protetických náhrad, autoři se však ve výsledcích velice dobře shodují. Se zvětšujícím se průměrem klesá součinitel tření. Ostatní materiálové kombinace jsou velice málo prozkoumány. Za zmínku stojí jediná práce zabývající se materiálovou kombinací keramika-polyetylen [32]. Zde se taktéž projevuje závislost snižujícího se součinitele tření při zvětšování velikosti kloubního páru. Jediná práce na materiálovou kombinaci keramika-keramika [36] vykazuje při změně průměru ze (40 na 50) mm téměř totožné výsledky, kdy součinitel tření je

o málo menší u průměru 40 mm. Tento rozdíl nekorresponduje s mým měřením, kdy průměr 36 mm vykazoval vždy menší součinitel tření oproti průměru 28 mm. Rozdíl může být způsoben použitím zcela jiných průměrů a jinými podmínkami měření. Závislost součinitele tření na maximálním kontaktním tlaku u páru kov-polyetylen byla popsána v článku [48]. Zde jasně vyplývá to, že se zvětšující se průměrovou vůlí, a tím i maximálním Hertzovým tlakem, klesá součinitel tření.



Obr. 6-1 Kov-polyetylen - závislost součinitele tření na kontaktním tlaku [48]

Proto jsem analyzoval použité kloubní páry i z hlediska velikosti kontaktního tlaku. Z analýzy v tab. 6-1 velice dobře vyplývá to, že všechny kloubní páry výrobce Zimmer, které mají větší maximální kontaktní tlak, vykazují menší součinitel tření. U výrobce B. Braun je tento vliv pozorovaný pouze u kloubního páru kov-polyetylen, kde u průměru 28 mm je naměřena velká průměrová vůle, tudíž i velký kontaktní tlak. V konečném důsledku je součinitel tření u průměru 28 mm menší než u průměru 36 mm. U dalších materiálových kombinací je situace jiná. Kloubní pár keramika-polyetylen s průměrem 36 mm vykazuje menší maximální kontaktní tlak než průměr 28 mm, součinitel tření je však také menší. Stejná závislost je i u materiálové kombinace keramika-keramika. Domnívám se, že výše popsáný vliv se dá uplatnit hlavně na materiály se schopností vázat na svůj povrch proteinové shluky. Při menší průměrové vůli dochází k růstu mazacího filmu tvořeného převážně z proteinů a třecí odpor těchto proteinů způsobuje zvětšení součinitele tření. Tento vliv byl popsán v mé diplomové práci zabývající se formováním mazacího filmu.



Tab. 6-1 Kontaktní tlak vs. součinitel tření

| Výrobce  | Kloubní pár                    | Jmenovitý průměr páru, mm | Maximální kontaktní tlak, MPa | Součinitel tření, - |
|----------|--------------------------------|---------------------------|-------------------------------|---------------------|
| Zimmer   | Protasul - Durasul             | 28                        | 2,284                         | 0,160               |
|          |                                | 36                        | 3,6                           | 0,159               |
|          | BioloX delta- Durasul          | 28                        | 2,154                         | 0,142               |
|          |                                | 36                        | 3,385                         | 0,129               |
|          | BioloX delta- BioloX delta     | 28                        | 39,476                        | 0,121               |
|          |                                | 36                        | 43,417                        | 0,111               |
| B. Braun | Isodur - Vitelene UHMWPE       | 28                        | 4,016                         | 0,180               |
|          |                                | 36                        | 2,907                         | 0,197               |
|          | BioloX forte - Vitelene UHMWPE | 28                        | 3,906                         | 0,149               |
|          |                                | 36                        | 2,757                         | 0,115               |
|          | BioloX delta - BioloX delta    | 28                        | 41,438                        | 0,171               |
|          |                                | 36                        | 39,028                        | 0,098               |

Na součinitel tření nemá tak podstatný vliv vlastní velikost kloubního páru, ale materiálová kombinace. Nejvyšší součinitel tření byl naměřen u kombinace kov-polyetylen, následovala kombinace keramika-polyetylen a nejnižší součinitel tření vykazovala materiálová kombinace keramika-keramika. Toto seřazení materiálů koresponduje s nastudovanými články [23, 29] popsanými v rešerši.

Utváření mazacího filmu s obsahem biologických složek, tj. proteinů, je ovlivněno typem materiálu. Kovové komponenty velice dobře adherují na svůj povrch vrstvu proteinů, které omezují adhezi třecích povrchů, což se projevuje změnou součinitele tření. U ostatních materiálů dojde při ulpění proteinů na povrchu k dodatečnému zhrubnutí povrchu a vytvoření překážky pro růst mazacího filmu. U párů kov-kov dochází v důsledku usazování proteinů ke snížení součinitele tření, naopak je tomu u ostatních materiálů, kde dojde ke zvýšení součinitele tření při použití biologického maziva [23, 32].

Nutno podotknout, že všechny výzkumné skupiny zabývající se měření součinitele tření v protetických kloubních náhradách využívaly k měření speciálních simulátorů kyčelního kloubu, který dokáže simulovat jak kinematické podmínky lidské chůze, tak i profil zatěžování. Navíc dochází k výkmitu o cca  $\pm 24^\circ$  a frekvenci kroku kolem jednoho Hz. V mém případě jsem k měření použil velice zjednodušený simulátor, který byl zkonstruován studenty Ústavu konstruování, který nedosahuje požadovaných kinematických parametrů. Navíc zatěžování je po celou dobu měření konstantní, úhel výkmitu je omezen možnostmi stroje na  $\pm 16^\circ$  a frekvence pohybu je pouze kolem 0,5 Hz. Z tohoto výčtu plyne, že odchylky mezi mým měřením a měřením zmiňovaných autorů, může být způsobeno rozdílnými přístroji, na kterých byl výzkum prováděn.



## 6.2 Mazací film

Zkoumání procesů vedoucích k utváření mazacího filmu v umělých náhradách kloubů se věnovalo již vícero vědeckých skupin. Nachází zde uplatnění hned několik rozdílných měřicích metod. Při použití komerčně vyráběných tribometrů se do kontaktu dostávají reálné materiály kloubních hlavic se skleněným diskem, přes který je pozorován utvářený mazací film. Další metodou je využití reálného kloubního páru kov-kov, kdy je využita elektrická vodivost materiálu a nepřímo, měřením elektrického odporu, je odčítána tloušťka mazacího filmu. Poslední hojně využívanou metodou jsou analytické výpočty tloušťky mazacího filmu a predikce mazání. Výpočtová metoda byla vylepšena s použitím MKP modelů.

Při použití reálných kloubních párů byla využívána především materiálová kombinace kov-kov, která je elektricky vodivá. Měřením elektrického odporu mezi komponentami kloubních párů lze vyhodnocovat velikost mazací vrstvy. Tuto metodu použil ve svých publikacích hlavně S. L. Smith [40]. Tahle metoda však nedá možnost nahlédnout blíže procesům vzniku mazacího filmu. Ukázalo se, že u větších kloubních párů dosahuje mazací film takové tloušťky tak, že dojde k úplnému oddělení třecích povrchů a vzniku kapalinového mazání. Opotřebením třecích povrchů je následně minimální. Tato měření byla vyhotovena s biologickým mazivem, v kterém však byl přidán inhibitor potlačující usazování proteinů na površích kloubních náhrad. Proto se mazivo ve skutečnosti chová jako nebiologické a výsledky nemohou odpovídat skutečnému chování maziva v lidských kloubech.

Druhým způsobem zkoumání mazacího filmu je výpočtová predikce, kdy autoři používají modelů MKP. Tímto se zabývají autoři [42, 43]. Metoda se tu však setkává se značným problémem, kdy je jako mazivo použita kapalina, která nemá vlastnosti biologického maziva. Jak ukázaly výzkumy tření a mazání, popsané na předešlých stranách, tak proteiny v mazivu hrají velice významnou roli. Pomineme-li tuto skutečnost, tak výsledky z těchto studií jsou jednoznačné ve prospěch větších kloubních dvojic. Mazací film se vytváří u větších kloubních párů rychleji a do větších tloušťek.

Obě výše popsané metody mají stejný omezující faktor, a to zanedbání nebo potlačení vlivu proteinů. Tento nedostatek řeší několik autorů použitím konvenčních tribometrů v konfiguraci ball-on-disc. Tímto je vyřešen problém maziva, ale přináší to další nežádoucí vlivy, hlavně změnu geometrie, kdy jsou komponenty v nekonformním kontaktu. Řada autorů, v čele s Myantem, se do hloubky zajímají o měření v této konfiguraci. Ukazuje se, že velký vliv na tvorbu mazacího filmu má obsah proteinů a také tečná rychlost povrchů. 25% hovězí sérum dosahuje maximálního filmu již při 8 mm/s a pak film rapidně klesá (viz obr. 2-26). V mém případě byla tečná rychlost při měření rozdílná u 28 mm a 36 mm hlavic.

**Tab. 6-2** Průměrné tečné rychlosti a plocha kloubu

| Průměr kloubu | Tečná rychlost | Plocha hlavice       |
|---------------|----------------|----------------------|
| 28 mm         | 11 mm/s        | 2155 mm <sup>2</sup> |
| 36 mm         | 16 mm/s        | 3675 mm <sup>2</sup> |

Vliv rychlosti, kterou popsal Myant [44] u hovězího séra, pozoruji i v mém případě při použití kloubních dvojic s malou průměrovou vůlí, kdy u průměru 28 mm dojde k rychlejšímu nárůstu mazacího filmu až do neměřitelných hodnot (109 s) oproti průměru 36 mm, kde je tento nárůst pomalejší (140 s).

Další možnou příčinou pomalejšího růstu filmu se jeví celková plocha kloubu, který je zaplavený hovězím sérem. Stejný obsah proteinů nalitý do kontaktu pokrývá vždy jinak velkou plochu. Celkový čas pro pokrytí celé plochy by mohl být v obou případech rozdílný.

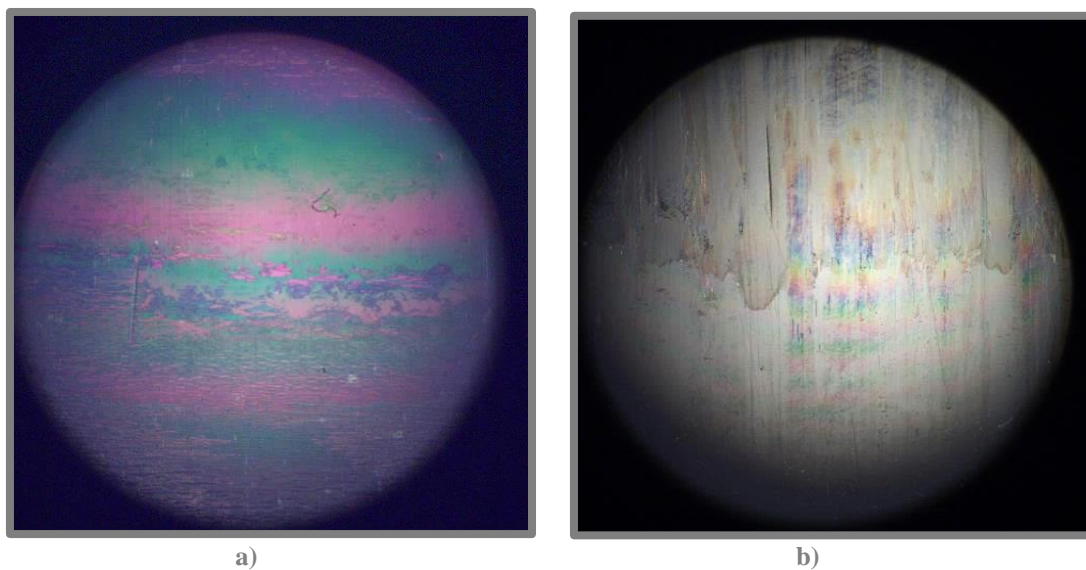
Po provedení části experimentu s aktivním pohonem (210 s) byl odpojen pohon a rozepruty vodící upínky, aby mohl být naměřen součinitel tření. Získané výsledky jsou velmi zajímavé, jelikož při vytvoření silného mazacího filmu je naměřený součinitel tření mnohem větší, než při vytvoření velmi malého nebo žádného filmu.

Tab. 6-3 Součinitel tření – skleněná jamka

| Průměr kloubu | Průměrová vůle | Kontaktní tlak, MPa | Součinitel tření | Tloušťka mazacího filmu, nm |
|---------------|----------------|---------------------|------------------|-----------------------------|
| 28 mm         | malá           | 18,49               | 0,1761           | > 800                       |
|               | velká          | 66,93               | 0,1162           | ≈ 220                       |
| 36 mm         | malá           | 23,14               | 0,1736           | ≥ 800                       |
|               | velká          | 67,81               | 0,1066           | ≈ 150                       |

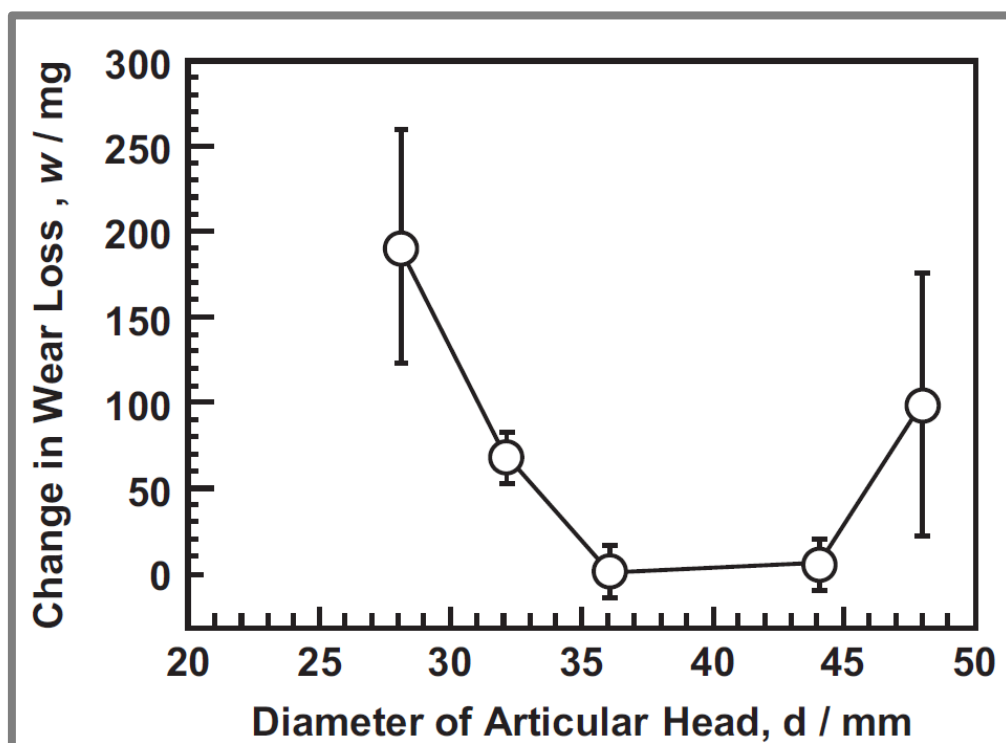
Tento výsledek přichází do konfliktu s řadou jiných prací, které vysvětlují menší součinitel tření vytvořením většího mazacího filmu a celkové zlepšení podmínek mazání. Naproti tomu se u mého výzkumu ukázalo, že třecí odpor proteinů adherovaných na površích kloubních náhrad je natolik velký, že zvyšuje součinitel tření až o 0,07. Našel jsem zde ale korelaci výsledků s článkem [48], kdy autoři zkoumají vliv kontaktního tlaku na tření a opotřebení u páru kov-polyetylen. Ukázalo se, že se zvětšující se radiální vůlí, tím i maximálním kontaktním tlakem, dochází k poklesu součinitele tření.

Velikost mazací vrstvy má rozhodující vliv na opotřebení komponent kyčelního kloubu. Jak jsem mohl pozorovat z vlastního měření, tak při použití velké průměrové vůle, kdy mazací film byl velice malý, někdy i nulový, opotřebení chromového povlaku bylo někdy i téměř okamžité. Na obr. 6-2 a) je snímek z konce experimentu v čase 230 s při použití průměru 36 mm s malou průměrovou vůlí. Na povrchu nejsou téměř žádné stopy opotřebení. Na obr. b) je interferogram zobrazující extrémní poškození chromové vrstvy po cca 90 sekundách pohybu. Jedná se o průměr 36 mm s velkou průměrovou vůlí. Velmi tenká mazací vrstva nedokáže zabránit kontaktu třecích povrchů, tudíž vznikne velmi radikální poškození jamky. I když jsou však třecí povrchy ve velmi těsném kontaktu, tak součinitel tření je mnohem menší než u konfigurace a).



Obr. 6-2 Opotřebení povrchu acetabula

U kloubních párů kov-kov dochází při velkých kontaktních tlacích k razantnějšímu opotřebení kontaktních ploch. Maximální kontaktní tlak s rostoucím průměrem kloubního páru klesá, tudíž se může vytvořit větší mazací film, který chrání třecí povrchy vůči poškození. Toto experimentálně ověřil pan Okazaki, který ve svém článku [50] ukázal, že kloubní pár o průměru 28 mm vykazuje daleko větší opotřebení než kloubní páry s průměrem 36 nebo 44 mm. S dalším zvětšováním průměru dochází k nárůstu opotřebení, které je dle autora způsobeno značným zvyšováním kroutícího momentu v kloubu. Závislost opotřebení ( $5 \times 10^6$  cyklů) na velikosti kloubního páru je zobrazena v graf 6-1. Ke stejným závěrům došli i jiní autoři [40, 51].



Graf 6-1 Velikost opotřebení v závislosti na velikosti, kov-kov [50]

Rozdílná situace však nastává při použití kloubních párů kov-polyetylen, kdy se zvětšujícím se průměrem kloubního páru stoupá objemové opotřebení polyetylenové jamky. Bylo provedeno několik měření přímo z klinické praxe, kde bylo pozorováno jak celkové, tak i lineární opotřebení.

**Tab. 6-4** Celkové a lineární opotřebení polyetylenové jamky [52]

| Follow-up | 22 mm head  |              |                 |                | 32 mm head  |              |                 |                   |
|-----------|-------------|--------------|-----------------|----------------|-------------|--------------|-----------------|-------------------|
|           | Linear wear | 95% CI       | Volumetric wear | 95% CI         | Linear wear | 95% CI       | Volumetric wear | 95% CI            |
| 3 mths    | 1.8         | 1.50 to 2.10 | 669.6           | 556.5 to 782.7 | 2.12        | 1.59 to 2.65 | 1668.4          | 1249.8 to 2087.1* |
| 6 mths    | 1.72        | 1.50 to 1.94 | 639.8           | 556.9 to 722.8 | 1.56        | 1.27 to 1.85 | 1227.7          | 999.5 to 1456.0*  |
| 12 mths   | 0.64        | 0.56 to 0.72 | 119.0           | 101.9 to 136.2 | 0.78        | 0.70 to 0.86 | 613.9           | 551.7 to 676.0*   |
| 2 yrs     | 0.18        | 0.17 to 0.20 | 67.0            | 61.4 to 72.5   | 0.17        | 0.15 to 0.19 | 133.8           | 120.4 to 147.2*   |
| 3 yrs     | 0.11        | 0.10 to 0.12 | 40.9            | 37.2 to 44.6   | 0.16        | 0.15 to 0.18 | 125.9           | 114.1 to 137.7*   |
| 4 yrs     | 0.10        | 0.10 to 0.11 | 37.2            | 35.3 to 39.1   | 0.16        | 0.12 to 0.20 | 125.9           | 96.8 to 155.0*    |
| 5 yrs     | 0.11        | 0.90 to 0.13 | 40.9            | 34.647.2       | 0.14        | 0.13 to 0.15 | 110.2           | 101.5 to 118.8*   |
| 6 yrs     | 0.10        | 0.08 to 0.12 | 37.2            | 28.6 to 45.8   | 0.15        | 0.130.17     | 118.1           | 103.9 to 132.2*   |
| 7 yrs     | 0.11        | 0.08 to 0.14 | 40.9            | 30.9 to 51.0   | 0.13        | 0.11 to 0.15 | 102.3           | 87.4 to 117.3*    |
| 8 yrs     | 0.13        | 0.10 to 0.16 | 48.4            | 35.7 to 61.0   | 0.17        | 0.16 to 0.18 | 133.8           | 124.4 to 143.2*   |
| 9 yrs     | 0.12        | 0.10 to 0.14 | 44.6            | 38.3 to 51.0   | 0.16        | 0.14 to 0.18 | 125.9           | 107.8 to 144.0*   |

Tyto klinické studie byly následně podloženy experimentálními výzkumy, které tento trend potvrdily. Velikost opotřebení byla následně vyčíslena rovnicemi od různých autorů. V tomto případě nehrají rozdíly mezi maximálním kontaktním tlakem téměř žádnou úlohu, podstatným a hlavním faktorem ovlivňujícím opotřebení je skluzová dráha, která stoupá se zvětšujícím se průměrem kloubního páru. K podobným výsledkům došli i další autoři [53, 54]

Od měření mazacího filmu přes optický průzor jsem si před realizací experimentu sliboval značný pokrok v pozorování kontaktu mezi hlavicí a jamkou při použití reálných materiálů a plném zatížení. Samotná realizace měření proběhla dle stanovených cílů, avšak výsledek měření nenaplnil mé očekávání. Kontaktní oblast je v porovnání se samotným optickým průměrem velice malá, protože optický průzor je s hlavicí v nekonformním kontaktu. Děje, které jsem v kontaktu pozoroval, jsou stejné jako při měření na tribometrech. Menší část maziva se shlukuje na okraji kontaktní oblasti a následně prochází samotným kontaktem v podobě shluků. Větší část maziva kontakt pouze obtéká. Velmi podobné měření provedl jak Myant [44, 55], tak i Vrbka [56, 57].

## 7 ZÁVĚR

V rámci své diplomové práce jsem zpracovával téma „Vliv velikosti hlavice/ jamky náhrady kyčelního kloubu na tření a formování mazacího filmu“, které navazuje na probíhající výzkum na Ústavu konstruování. Samotná diplomová práce je pokračováním diplomové práce Ing. Filipa Urbana. Pro měření součinitele tření byl použit stávající simulátor kyčelního kloubu, pro potřeby měření mazacího filmu byl simulátor upraven v rámci semestrálního projektu probíhajícího v zimním semestru akademického roku 2014/2015, na kterém jsem se taktéž podílel.

Velikost kloubního páru je v současnosti asi nejvíce diskutovaným parametrem nových náhrad kyčelních kloubů. Z hlediska stability, rozsahu pohybu a obtížného vykloubení je nejlepší použít co největší průměr kloubní náhrady tak, aby se velikost umělého kloubu přiblížila velikosti lidského kyčelního kloubu. Zvětšování průměru však s sebou přináší i řadu negativních důsledků, jako například zvětšení krouťicího momentu ve spoji jamka-kost, který může zapříčinit uvolnění náhrady. U polyetylenových jamek způsobuje zvětšení průměru uvolňování většího množství částic opotřebení do okolní tkáně.

Z naměřených výsledků, zkoumajících vliv velikosti kloubního páru na součinitel tření, plyne, že u většiny párů má zvětšení velikosti pozitivní vliv v podobě snížení součinitele tření. Toto snížení součinitele tření není však nikterak výrazné. Daleko větší vliv na součinitel tření má výběr materiálové kombinace, kdy nejnižší součinitel tření vykazují kloubní páry keramika-keramika, následuje keramika-polyetylen a nejvyšší součinitel tření je u páru kov-polyetylen. Pro porovnání součinitele tření mezi kloubními páry o různém průměru jsem provedl výpočet momentu třecí síly, který počítá jak se součinitelem tření, tak i jmenovitým poloměrem kloubního páru. Tady se ukázalo, že zmenšení součinitele tření u průměru 36 mm nemá takový vliv, aby třecí moment byl pro tyto větší kloubní páry menší než u kloubních párů s průměrem 28 mm. Moment třecí síly však nedosahuje takových hodnot, které by mohly způsobit uvolnění náhrady. Pro zkompletování celé škály materiálových kombinací mi chybí pár kov-kov, který jsem však neměl k dispozici. U párů s polyetylenovou jamkou se prokázala závislost součinitele tření na maximálním kontaktním tlaku, kdy kloubní páry s větším kontaktním tlakem vykazují menší součinitel tření.

Měření mazacího filmu bylo uskutečněno na nově upraveném simulátoru kyčelního kloubu doplněného o aktivní pohon. Samotné měření probíhalo 210 sekund za stálého pohybu se stejnou výchylkou, pak následovalo odpojení motorů a samovolný dokmit. U kloubních párů (průměr 28 a 36 mm) s malou průměrovou vůlí došlo k nárůstu mazacího filmu nad 800 nm. Nad tuto hodnotu je vyhodnocení tloušťky filmu znemožněno, jelikož je to rozlišovací hranice metody kolorimetrické interferometrie. U kloubních párů s velkou průměrovou vůlí nedošlo k vytvoření takového mazacího filmu, aby došlo k oddělení třecích povrchů, proto došlo k velmi rychlému opotřebení chromového povlaku skleněné kloubní jamky. Součinitel tření u kloubních dvojic s malou průměrovou vůlí je podstatně větší než u kloubů s velkou průměrovou vůlí. Třecí odpor proteinového filmu je značný. Otevírá se zde prostor pro další výzkum, který by se mohl zaměřit na vliv tečné rychlosti, která dle mého názoru může značným způsobem ovlivnit formování mazacího filmu. Další možností je sledování mazacího filmu v kontaktu keramika-sklo, protože keramické materiály se vůči proteinům chovají rozdílně oproti kovovým materiálům. Hlavní problém však spatřuji v použitém

simulátoru kyčelního kloubu, který nedovoluje kinematické nastavení pohybu a také nedovoluje dynamické nastavení působící síly.

Z výsledků měření součinitele tření byl napsán článek, který je již schválen recenzním řízením a bude publikován ve webovém časopise „Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechoslovaca“. Výsledky z měření mazacího filmu budou sloužit jako podklad do impaktovaného časopisu, který by měl vzniknout během léta 2015.



**8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ**

- [1] REHN, Ernst. Zur Wiederherstellungschirurgie der Gelenke. In: *Arch. Klin. Chir.* 1934, s. 395-400.
- [2] LEARMONTH, Ian D, Claire YOUNG a Cecil RORABECK. The operation of the century: total hip replacement. *The Lancet*. 2007, vol. 370, issue 9597, s. 1508-1519. DOI: 10.1016/S0140-6736(07)60457-7.
- [3] MORSCHER, E. W., A. HEFTI a U. AEBI. Severe osteolysis after third-body wear due to hydroxyapatite particles from acetabular cup coating. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1998, vol. 80, issue 2, s. 267-272. DOI: 10.1302/0301-620x.80b2.8316.
- [4] RING, P. A. Complete replacement arthroplasty of the hip by the Ring prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*. 1968.
- [5] MORSCHER, E. Experiences, requirements and development of cement-free hip endoprostheses. In: *Orthopäde*. 1987, s. 185-196.
- [6] BANNISTER, Gordon C., Total hip replacement—Which type?: Hybrid versus Uncemented. *Current Orthopaedics*. 1993, vol. 7, issue 3, s. 28-31. DOI: 10.5005/jp/books/11686\_4.
- [7] History of Hip Resurfacing. BOULDER ORTHOPEDICS. DR. JAMES RECTOR & HIP RESURFACING [online]. 2015. vyd. [cit. 2015-03-15]. Dostupné z: [http://www.coloradohipresurfacing.com/English/BHR\\_History/history01.html](http://www.coloradohipresurfacing.com/English/BHR_History/history01.html)
- [8] KOLUNDŽIĆ, Robert. Stability of Endler Cementless Polyethylene Acetabular Cup: Long-term Follow-up. *Croat Med J*. 2005, s. 261-267.
- [9] CHARNLEY J. Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1970;72:7-21.
- [10] LIVERMORE J, ILSTRUP D, MORREY B. Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72(4):518-28.
- [11] LEWIS G. Design issues in clinical studies of the in vivo volumetric wear rate of polyethylene bearing components. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82(2):281-7.
- [12] GANDHE, Advait a Martin GROVER. (i) Head size, does it matter?. *Current Orthopaedics*. 2008, vol. 22, issue 3, s. 155-164. DOI: 10.1016/j.cuor.2008.05.003.
- [13] MORREY BF, ILSTRUP D. Size of the femoral head and acetabular revision in total hip-replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1989;71(1):50-5.
- [14] McCollum DE, Gray WJ. Dislocation after total hip arthroplasty. *Causes and prevention*. *Clin Orthop Relat Res* 1990;261:159-70.

- [15] BYSTRÖM, Sven, Birgitte ESPEHAUG, Ove FURNES a Leif HAVELIN. Femoral head size is a risk factor for total hip luxation A study of 42,987 primary hip arthroplasties from the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthopaedica*. 2003, vol. 74, issue 5, s. 514-524. DOI: 10.1080/00016470310017893.
- [16] KNAHR, K. *Tribology in total hip arthroplasty*. New York: Springer, c2011, 233 s. EFORT reference in orthopaedics and traumatology. ISBN 36-421-9429-X.
- [17] Zimmer [online]. 2013 [cit. 2014-05-14]. Dostupné z: <http://www.zimmer.com/>
- [18] AFFATATO S, BORDINI B, SUDANESE A, et al. Wear behaviour of ceramic-on-ceramic system: in vitro studies on hip joint simulator. In: Rieker C, Oberholzer S, Wyss U, editors. *World tribology forum in arthroplasty*. Hans Huber; 2001.p. 305-7.
- [19] S . TAYLOR, P. SEREKIAN and M. MANLEY, ``Wear Performance of a Contemporary Alumina:Alumina Bearing Couple Under Hip Joint Simulation." *Trans. 44th ORS*, (1998) pp. 51.
- [20] ENGH JR CA, STEPNIIEWSKI AS, GINN SD, BEYKIRCH SE, SYCHTERZ-TEREFENKO CJ, HOPPER JR RH, ENGH CA. A randomized prospective evaluation of outcomes after total hip arthroplasty using cross-linked marathon and non-cross-linked Enduron polyethylene liners. *J Arthroplasty* 2006;21(6 Suppl. 2):17-25.
- [21] BRADFORD L, BAKER DA, GRAHAM J, CHAWAN A, RIES MD, PRUITT LA. Wear and surface cracking in early retrieved highly cross-linked polyethylene acetabular liners. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86-A(6):1271-82.
- [22] BEZNOSKA, Stanislav, Oldřich ČECH a Karel LÖBL. *Umělé náhrady lidských kloubů: biomechanické, materiálové a technologické aspekty*. Vyd. 1. Praha: SNTL - Nakladatelství technické literatury, 1987, 246 s.
- [23] BROCKETT, Claire, Sophie WILLIAMS, Zhongmin JIN, Graham ISAAC a John FISHER. Friction of total hip replacements with different bearings and loading conditions. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2007, 81B, issue 2, s. 508-515. DOI: 10.1002/jbm.b.30691.
- [24] JALALI-VAHID, D., M. JAGATIA, Z.M. JIN a D. DOWSON. Elastohydrodynamic lubrication analysis of UHMWPE hip joint replacements. s. 329. DOI: 10.1016/S0167-8922(00)80137-6.
- [25] Charnley J. An artificial bearing in the hip joint: Implications in biological lubrication. *Fed Proc* 1966;25(3):1079–1081.
- [26] SCHOLE, S.C, A UNSWORTH, R.M HALL a R SCOTT. The effects of material combination and lubricant on the friction of total hip prostheses. *Wear*. 2000, vol. 241, issue 2, s. 209-213. DOI: 10.1016/S0043-1648(00)00377-X.



- [27] A. UNSWORTH, Tribology of human and artificial joints, *J. Eng. Med.* 205 \_1991. 163–172.
- [28] H. SPIKES, Mechanisms of boundary lubrication, in: 10th International Colloquium, 1996, pp. 1737–1751.
- [29] SCHOLE, S C a A UNSWORTH. Comparison of friction and lubrication of different hip prostheses. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2000-1-1, vol. 214, issue 1, s. 49-57. DOI: 10.1243/0954411001535237.
- [30] Unsworth, A., Pearcy, M. J., White, E. F. T. and White, G. Frictional properties of artificial hip joints. *EngngMedicine*, 1988, **17**, 101–104.
- [31] Hall, R. M., Unsworth, A., Wroblewski, B. M. and Burgess, I. C. Frictional characterisation of explanted Charnley hip prostheses. *Wear*, 1994, 175, 159–166.
- [32] NSHAW. *In vitro* friction and lubrication of large bearing hip prostheses. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2010-7-1, vol. 224, issue 7, s. 853-864. DOI: 10.1243/09544119JEIM733.
- [33] SCHOLE, S C a A UNSWORTH. The Effects of Proteins on the Friction and Lubrication of Artificial Joints. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2006-8-1, vol. 220, issue 6, s. 687-693. DOI: 10.1243/09544119JEIM21.
- [34] BROCKETT, C L, S WILLIAMS, Z M JIN, G ISAAC a J FISHER. A comparison of friction in 28 mm conventional and 55 mm resurfacing metal-on-metal hip replacements. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*. 2007-1-1, vol. 221, issue 3, s. 391-398. DOI: 10.1243/13506501JET234.
- [35] WILLIAMS, Sophie, Davood JALALI-VAHID, Claire BROCKETT, Zhongmin JIN, Martin H. STONE, Eileen INGHAM a John FISHER. Effect of swing phase load on metal-on-metal hip lubrication, friction and wear. *Journal of Biomechanics*. 2006, vol. 39, issue 12, s. 195-226. DOI: 10.1016/b978-1-4832-8422-4.50032-7.
- [36] BISHOP, Nicholas E., Arne HOTHAN a Michael M. MORLOCK. High friction moments in large hard-on-hard hip replacement bearings in conditions of poor lubrication. *Journal of Orthopaedic Research*. 2013, vol. 31, issue 5, s. 807-813. DOI: 10.1002/jor.22255.
- [37] BISHOP, Nicholas E., Andrew BURTON, Marci MAHESON a Michael M. MORLOCK. Biomechanics of short hip endoprostheses — The risk of bone failure increases with decreasing implant size. *Clinical Biomechanics*. 2010, vol. 25, issue 7, s. 666-674. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2010.04.013.

[37] SHIGLEY, Joseph Edward, Charles R MISCHKE a Richard G BUDYNAS. *Konstruování strojních součástí*. 1. vyd. Editor Martin Hartl, Miloš Vlk. Brno: VUTUM, 2010, 1159 s. ISBN 978-80-214-2629-0.

[38] ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ. *KONSTRUOVÁNÍ STROJŮ - strojní součásti: Přednáška 4* [online]. [cit. 2015-04-03]. Dostupné z: <http://old.uk.fme.vutbr.cz/kestazeni/5CK/prednasky/prednaska4.pdf>. Výuková prezentace. VUT v Brně.

[39] HAMROCK, Bernard J. a Duncan DOWSON. Elastohydrodynamic Lubrication of Elliptical Contacts for Materials of Low Elastic Modulus I—Fully Flooded Conjunction. *Journal of Lubrication Technology*. 1978, vol. 100, issue 2. DOI: 10.1115/1.3453152.

[40] SMITH, S. L., D. DOWSON a A. A. J. GOLDSMITH. The effect of femoral head diameter upon lubrication and wear of metal-on-metal total hip replacements. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2001, vol. 215, issue 2, s. 161-170. DOI: 10.1243/0954411011533724.

[41] DOWSON, D, C M MCNIE a A A J GOLDSMITH. Direct experimental evidence of lubrication in a metal-on-metal total hip replacement tested in a joint simulator. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*. 2000, vol. 214, issue 1, s. 75-86. DOI: 10.1243/0954406001522822.

[42] LIU, Feng, Zhongmin JIN, P ROBERTS a P GRIGORIS. Importance of Head Diameter, Clearance, and Cup Wall Thickness in Elastohydrodynamic Lubrication Analysis of Metal-On-Metal Hip Resurfacing Prostheses. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2006-8-1, vol. 220, issue 6, s. 695-704. DOI: 10.1243/09544119JEIM172.

[43] LIU, F, F C WANG, Z M JIN, F HIRT, C RIEKER a P GRIGORIS. Steady-state elastohydrodynamic lubrication analysis of a metal-on-metal hip implant employing a metallic cup with an ultra-high molecular weight polyethylene backing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2004, vol. 218, issue 4, s. 261-270. DOI: 10.1243/0954411041561045.

[44] MYANT, C., R. UNDERWOOD, J. FAN a P.M. CANN. Lubrication of metal-on-metal hip joints: The effect of protein content and load on film formation and wear. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2012, vol. 6, s. 30-40. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2011.09.008.

[45] URBAN, F. *Experimentální studium tření a mazání TEP kyčle*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014, 67 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

- [46] CRISCO, J. J., J. BLUME, E. TEEPLE, B. C. FLEMING, et al. Assuming exponential decay by incorporating viscous damping improves the prediction of the coefficient of friction in pendulum tests of whole articular joints. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine*, Apr 2007, 221(H3), 325-333.
- [47] UNSWORTH, A. Tribology of artificial hip joints. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*. 2006-1-1, vol. 220, issue 8, s. 711-718. DOI: 10.1243/13506501JET84.
- [48] WANG, A., A. ESSNER a R. KLEIN. Effect of contact stress on friction and wear of ultra-high molecular weight polyethylene in total hip replacement. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2001, vol. 215, issue 2, s. 133-139. DOI: 10.1243/0954411011533698.
- [49] OECD (2011), "Hip and knee replacement", in Health at a Glance 2011: OECD Indicators, OECD Publishing. [http://dx.doi.org/10.1787/health\\_glance-2011-35-en](http://dx.doi.org/10.1787/health_glance-2011-35-en)
- [50] OKAZAKI, Yoshimitsu. 2014. Effect of head size on wear properties of metal-on-metal bearings of hip prostheses, and comparison with wear properties of metal-on-polyethylene bearings using hip simulator. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 31: 152-163. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2013.10.021. ISSN 17516161.
- [51] AL-HAJJAR, Mazen, John FISHER, Sophie WILLIAMS a TIPPER. 2013. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 101B(2). DOI: 10.1002/jbm.b.32824. ISSN 15524973.
- [52] EGGLI, S., S. Z'BRUN, C. GERBER a R. GANZ. 2002. Comparison of polyethylene wear with femoral heads of 22 mm and 32 mm: A prospective, randomised study. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 84(3): 447-451. DOI: 10.1302/0301-620x.84b3.11344.
- [53] CROSS, Michael B., Denis NAM a David J. MAYMAN. 2012. Ideal Femoral Head Size in Total Hip Arthroplasty Balances Stability and Volumetric Wear. *HSS Journal* ®. 8(3): 270-274. DOI: 10.1007/s11420-012-9287-7. ISSN 1556-3316. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s11420-012-9287-7>
- [54] HERRERA, Lizeth, Reginald LEE, Jason LONGARAY, Aaron ESSNER a Aiguo WANG. 2007. Hip simulator evaluation of the effect of femoral head size on sequentially cross-linked acetabular liners. *Wear*. 263(7-12): 1034-1037. DOI: 10.1016/j.wear.2007.02.010. ISSN 00431648.
- [55] MYANT, Connor a Philippa CANN. 2013. In contact observation of model synovial fluid lubricating mechanisms. *Tribology International*. 63: 97-104. DOI: 10.1016/j.triboint.2012.04.029.

[56] VRBKA, M., T. NAVRAT, I. KRUPKA, M. HARTL, et al. Study of film formation in bovine serum lubricated contacts under rolling/sliding conditions. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part J-Journal of Engineering Tribology*, May 2013, 227(J5), 459-475.

[57] VRBKA, M., I. KRUPKA, M. HARTL, T. NAVRAT, et al. *In situ measurements of thin films in bovine serum lubricated contacts using optical interferometry. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine*, Feb 2014, 228(2), 149-158.

## 8.1 Seznam obrázků

|   |    |
|---|----|
| Obr. 1-1 Měření mazacího filmu [45]                                     | 13 |
| Obr. 2-1 Jedna z prvních kloubních náhrad [7]                           | 14 |
| Obr. 2-2 Kovové komponenty Zimmer [17]                                  | 15 |
| Obr. 2-3 Keramické komponenty Zimmer [17]                               | 16 |
| Obr. 2-4 Zpracování vysokosíťovaného polyetylenů [12]                   | 16 |
| Obr. 2-5 Polyetylenové komponenty Zimmer [17]                           | 17 |
| Obr. 2-6 Velikosti hlavice (22, 25, 28, 29, 30 a 32) mm [12]            | 17 |
| Obr. 2-7 Třecí síla [12]  | 18 |
| Obr. 2-8 Vliv velikosti hlavice na rozsah pohybu [12]                   | 19 |
| Obr. 2-9 Úprava jamky pro větší rozsah pohybu [12]                      | 19 |
| Obr. 2-10 Vliv velikosti kloubu na vykloubení [12]                      | 19 |
| Obr. 2-11 Vliv materiálu na součinitel tření – Brockett [23]            | 20 |
| Obr. 2-12 Součinitel tření – Scholes [26]                               | 22 |
| Obr. 2-13 Součinitel tření - Scholes (procentní obsah BS) [29]          | 23 |
| Obr. 2-14 Součinitel tření kov-kov [32]                                 | 24 |
| Obr. 2-15 Součinitel tření - keramika-CFR-PEEK [32]                     | 24 |
| Obr. 2-16 Součinitel tření - porovnání maziv (2kN/100N) [34]            | 25 |
| Obr. 2-17 Součinitel tření - vliv zatěžování (25% BS) [34]              | 26 |
| Obr. 2-18 Natočení kloubního páru [36]                                  | 26 |
| Obr. 2-19 Součinitel tření [36]   | 27 |
| Obr. 2-20 Režimy mazání [38]  | 28 |
| Obr. 2-21 Objemové opotřebení kloubních náhrad [40]                     | 30 |
| Obr. 2-22 Schéma modelu [42]  | 31 |
| Obr. 2-23 Centrální tloušťka filmu při konstantním zatížení 2500 N [42] | 31 |
| Obr. 2-24 Tloušťka filmu při transientním zatěžování [42]               | 32 |
| Obr. 2-25 Měřicí aparatura [44]   | 32 |
| Obr. 2-26 Vliv rychlosti na tloušťku filmu [44]                         | 33 |
| Obr. 2-27 Vliv dráhy na formování mazacího filmu [44]                   | 33 |
| Obr. 2-28 Efektivní šířka kontaktu [44]                                 | 34 |
| Obr. 4-1 Simulátor kyčelního kloubu [45]                                | 36 |
| Obr. 4-2 Schéma simulátoru - měření součinitele tření [45]              | 37 |
| Obr. 4-3 Záznam pohybu – DEWEsoft                                       | 37 |
| Obr. 4-4 Aktuální podoba simulátoru s lineárními motory                 | 38 |
| Obr. 4-5 Ovládací prvky (řídící skříňka a klávesnice)                   | 39 |
| Obr. 4-6 Schéma simulátoru - měření mazacího filmu [45]                 | 39 |
| Obr. 4-7 Konfigurace kyvadla pro měření tloušťky mazacího filmu         | 40 |

|  |    |
|--|----|
| Obr. 4-8 Optický průzor – schéma měření  | 41 |
| Obr. 4-9 optický průzor - fyzické modely komponent                             | 41 |
| Obr. 4-10 Výpočet průměrové vůle   | 43 |
| Obr. 4-11 25% hovězí sérum (BS)  | 45 |
| Obr. 5-1 Schéma třecího momentu  | 49 |
| Obr. 5-2 Optický průzor a) statický snímek, b) průchod proteinů                | 60 |
| Obr. 6-1 Kov-polyetylen - závislost součinitele tření na kontaktním tlaku [48] | 63 |
| Obr. 6-2 Opotřebenění povrchu acetabula  | 67 |

## 8.2 Seznam tabulek

8.2

|   |    |
|---|----|
| Tab. 2-1 Materiálové kombinace – Brockett [23]                    | 20 |
| Tab. 2-2 Materiálové kombinace – Scholes [26]                     | 21 |
| Tab. 2-3 Geometrie kloubních párů [40]                            | 29 |
| Tab. 2-4 Geometrie kloubních párů [42]                            | 31 |
| Tab. 4-1 Materiály kloubních náhrad Zimmer                        | 42 |
| Tab. 4-2 Materiály kloubních náhrad B. Braun                      | 42 |
| Tab. 4-3 Geometrie a drsnost povrchů kloubních párů               | 43 |
| Tab. 4-4 Geometrie skleněných jamek                               | 44 |
| Tab. 6-1 Kontaktní tlak vs. součinitel tření                      | 64 |
| Tab. 6-2 Průměrné tečné rychlosti a plocha kloubu                 | 65 |
| Tab. 6-3 Součinitel tření – skleněná jamka                        | 66 |
| Tab. 6-4 Celkové a lineární opotřebenění polyetylenové jamky [52] | 68 |

## 8.3 Seznam grafů

8.3

|   |    |
|---|----|
| Graf 1-1 Počet operací kyčelního kloubu [49]                                | 12 |
| Graf 5-1 Zimmer - součinitel tření  | 47 |
| Graf 5-2 Zimmer -součinitel tření, 10. měření                               | 48 |
| Graf 5-3 Zimmer - třecí moment  | 49 |
| Graf 5-4 B. Braun - součinitel tření  | 50 |
| Graf 5-5 B. Braun - součinitel tření, 10. měření                            | 51 |
| Graf 5-6 B. Braun - třecí moment  | 52 |
| Graf 5-7 Mazací film, průměr 28 mm, malá průměrová vůle, rovnovážná poloha  | 53 |
| Graf 5-8 Mazací film, průměr 28 mm, malá průměrová vůle, maximální výchylka | 54 |
| Graf 5-9 Mazací film, průměr 28 mm, velká vůle, rovnovážná poloha           | 55 |
| Graf 5-10 Mazací film, průměr 28 mm, velká vůle, maximální výchylka         | 56 |
| Graf 5-11 Mazací film, průměr 36 mm, malá vůle, rovnovážná poloha           | 57 |
| Graf 5-12 Mazací film, průměr 36 mm, malá vůle, maximální výchylka          | 58 |
| Graf 5-13 Mazací film, průměr 36 mm, velká vůle, rovnovážná poloha          | 59 |
| Graf 5-14 Mazací film, průměr 36 mm, velká vůle, maximální výchylka         | 60 |
| Graf 6-1 Velikost opotřebenění v závislosti na velikosti, kov-kov [50]      | 67 |

---

## 8.4 Seznam použitých zkratk a symbolů

|      |  |
|------|--|
| MKP  | metoda konečných prvků                                       |
| MoM  | mat. kombinace kov-kov (metal on metal)                      |
| MoP  | mat. kombinace kov-polyetylen (metal on polyethylene)        |
| CoP  | mat. kombinace keramika-polyetylen (ceramic on polyethylene) |
| CoM  | mat. kombinace keramika-kov (ceramic on metal)               |
| CoC  | mat. kombinace keramika-keramika (ceramic on ceramic)        |
| CMC  | karboxylová celulóza (carboxy methyl cellulose)              |
| BCS  | hovězí sérum (bovine calf serum)                             |
| BS   | hovězí sérum (bovine serum)                                  |
| EDTA | ethylenediamine tetracit                                     |